

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ  
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Факультет електроніки  
(повна назва інституту/факультету)

Кафедра акустики та акустoeлектроніки  
(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»

УДК 621.396.2

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_  
(підпис) В.С. Дідковський  
(ініціали, прізвище)

“ \_\_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 2018 р.

**Магістерська дисертація  
на здобуття ступеня магістра**

зі спеціальності \_\_\_\_\_ 171 Електроніка  
(код і назва)

на тему: Математичне моделювання шумів дихання

Виконав: студент б курсу, групи ДГ-62м  
(шифр групи)

\_\_\_\_\_  
(прізвище, ім'я, по батькові) \_\_\_\_\_  
(підпис)

Науковий керівник: доцент, к.т.н., Гармаш О.В.  
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) \_\_\_\_\_  
(підпис)

Консультанти:

\_\_\_\_\_  
(назва розділу) \_\_\_\_\_  
(науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ініціали) \_\_\_\_\_  
(підпис)

Рецензент доцент, к.т.н., доцент Вербицький Є.В.  
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали) \_\_\_\_\_  
(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській  
дисертації немає запозичень з праць  
інших авторів без відповідних посилань.

Студент \_\_\_\_\_  
(підпис)

Київ – 2018

**Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут  
імені Ігоря Сікорського»**

Інститут/факультет \_\_\_\_\_ Електроніки \_\_\_\_\_  
(повна назва)

Кафедра \_\_\_\_\_ Акустики та акустоелектроніки \_\_\_\_\_  
(повна назва)

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною  
(освітньо-науковою) програмою

Спеціальність (спеціалізація) 171 Електроніка (Біоакустичні системи)  
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ В.С.Дідковський  
(підпис) (ініціали, прізвище)

« \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2018 р.

**ЗАВДАННЯ**

**на магістерську дисертацію студенту**

\_\_\_\_\_ Ломаці Владиславу Валерійовичу \_\_\_\_\_  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації Математичне моделювання шумів дихання

науковий керівник дисертації Гармаш Оксана Вікторівна. к.т.н. \_\_\_\_\_ ,  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «09» лютого 2018 р. №691-с

2. Строк подання студентом дисертації 17 травня 2018р. \_\_\_\_\_

3. Об'єкт дослідження шуми дихання людини \_\_\_\_\_

4. Предмет дослідження (Вихідні дані – для магістерської дисертації за  
освітньо-професійною програмою) імовірнісні характеристики шумів  
дихання

5. Перелік завдань, які потрібно розробити

5.1 Вивчення фізики утворення шумів дихання

5.2 Дослідження методів аналізу шумової діагностики

5.3 Вибір математичної моделі та імовірнісних характеристик

#### 5.4 Розробка бездротової системи моніторингу дихання

#### 5.5 Розробка стартап-проекту.

6. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу презентація

7. Орієнтовний перелік публікацій. 1. Ломака В.В. Акустичні методи діагностики респіраторної системи / В.В. Ломака, Є.О. Сіньков. // Актуальні питання сьогодення: зб. наук. праць Міжнародної науково-практичної конференції. – Обухів: Друкарня «Друкарник» (ФОП Гуляєва В.М.), 2018. – Т.9. – С. 22–28.; 2. Ломака В.В. Методи обробки шумів дихання / В.В. Ломака, Є.О. Сіньков. //Песпективні напрямки наукової думки: зб. наук. праць Міжнародної науково-практичної конференції. – Обухів: Друкарня «Друкарник» (ФОП Гуляєва В.М.), 2018. – Т.6. – С. 62-66.

8. Дата видачі завдання 17 січня 2017 р.

#### Календарний план

| № з/п | Назва етапів виконання магістерської дисертації              | Строк виконання етапів магістерської дисертації | Примітка |
|-------|--|---|----------|
| 1.    | Огляд та аналіз літературних джерел                          | 20.01.17 – 26.03.17                             |          |
| 2.    | Аналіз фізики утворення шумів дихання                        | 27.03.17 – 15.05. 17                            |          |
| 3.    | Аналіз методів аналізу шумової діагностики                   | 04.10.17 – 22.12.17                             |          |
| 4.    | Аналіз моделей та їх основних імовірнісних характеристик     | 25.12.17 – 12.02.18                             |          |
| 5.    | Розробка бездротової системи віддаленого моніторингу дихання | 15.02.18 – 06.04.18                             |          |
| 6.    | Опис стартап-проекту   | 10.04.18 – 27.04.18                             |          |
| 7.    | Оформлення пояснювальної записки                             | 30.04.18 – 10.05.18                             |          |
| 8.    | Підготовка та оформлення презентації                         | 11.05.18 – 18.05.18                             |          |

Студент

\_\_\_\_\_  
(підпис)

В.В. Ломака  
(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації

\_\_\_\_\_  
(підпис)

О.В. Гармаш  
(ініціали, прізвище)

## РЕФЕРАТ

Математичне моделювання шумів дихання // Магістерська дисертація. Ломака В.В. Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», 2018. – 80 с., 15 рис., 2 табл.

В роботі обрано модель періодично корельованих процесів, що найбільш точно відображає фізику виникнення шумів дихання. Встановлено, що, як правило, системи діагностики стану легень базуються на спектральному аналізі шумів дихання. Однак, особливості шумових процесів не дозволяють проводити достовірну діагностику стану пацієнта лише за результатами спектрального аналізу. Тому, в роботі запропоновано, на основі обраної моделі періодично корельованих випадкових процесів, використовувати на рівні зі спектральним аналізом також інші імовірнісні характеристики, такі як щільність імовірностей, моменти та кореляційний аналіз. Запропоновано систему бездротового моніторингу стану легень з використанням основних імовірнісних характеристик запропонованих в роботі.

Отримані результати можуть бути використані при контролі стану здоров'я у спортсменів та людей, чия робота пов'язана зі шкідливим впливом на стан легень.

*Ключові слова:* шуми дихання, спектральний аналіз, імовірнісні характеристики, бездротова система моніторингу.

## ABSTRACT

Mathematical modeling of breath sounds // Master's thesis. Lomaka V.V. National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", 2018 – 80 p., 15 pic., 2 tab.

There is chosen a model of periodically correlated processes in this work that most accurately reflects the physics of occurrence the breath sounds. The upshot is that it is established that systems of diagnostics of a state of lungs are based on the spectral analysis of breath sounds. However, the peculiarities of noise processes do not allow to conduct an accurate diagnosis of a patient's condition only by results of spectral analysis. Therefore it is proposed that on the basis of the chosen model of periodically correlated random processes, other probabilistic characteristics such as probability density, moments and correlation analysis are used at the level with the spectral analysis. In addition, it is proposed a system of wireless monitoring of the state of lungs with the use of the basic probabilistic characteristics proposed in the work.

The results obtained can be used to monitor the health of athletes and people whose work involves harmful effects on the state of lungs.

*Key words:* breath sounds, spectral analysis, probabilistic characteristics, wireless monitoring system.

## ЗМІСТ

|   |    |
|---|----|
| ВСТУП .....   | 8  |
| РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ ФІЗИКИ УТВОРЕННЯ ШУМОВИХ СИГНАЛІВ....                                | 11 |
| 1.1 Класифікація шумів дихання.....   | 11 |
| 1.2 Інформативні параметри діагностики .....  | 19 |
| 1.3 Аналіз засобів реєстрації дихальних шумів.....                                    | 24 |
| Висновки до розділу 1 .....   | 29 |
| РОЗДІЛ 2. МЕТОДИ АНАЛІЗУ ШУМОВОЇ ДІАГНОСТИКИ.....                                     | 30 |
| 2.1 Спектральний аналіз .....   | 30 |
| 2.1 Вейвлет перетворення.....   | 32 |
| 2.2 Автокореляційний аналіз .....   | 33 |
| 2.3 Кепстральний аналіз .....   | 34 |
| 2.4 Методи аналізу спектрів вищого порядку .....                                      | 36 |
| 2.5 Ітераційний метод .....   | 37 |
| 2.6 Статистичний аналіз .....   | 37 |
| 2.7 Метод акустичної інтенсивності .....  | 38 |
| Висновки до розділу 2 .....   | 38 |
| РОЗДІЛ 3. МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ТА ОЦІНКА ОСНОВНИХ ЇЇ<br>ІМОВІРНІСНИХ ХАРАКТЕРИСТИК..... | 39 |
| 3.1 Модель періодично-корельованих процесів.....                                      | 39 |
| 3.2 Оцінювання кумулянтів.....  | 43 |
| 3.3 Оцінювання щільності ймовірностей.....  | 45 |
| 3.4 Оцінювання кореляційних функцій .....   | 46 |
| 3.5 Оцінювання спектральних характеристик сигналів .....                              | 50 |
| Висновки до розділу 3 .....   | 53 |

|   |    |
|---|----|
| РОЗДІЛ 4. СИСТЕМА МОНІТОРИНГУ ДИХАЛЬНИХ ЗВУКІВ .....          | 54 |
| 4.1 Дистанційний моніторинг стану здоров'я .....              | 54 |
| 4.2 Бездротовий модуль запису шумів дихання .....             | 56 |
| 4.3 Портативна механічна конструкція фіксації модуля .....    | 59 |
| 4.4 Розвиток IoT в медицині .....                             | 60 |
| Висновки до розділу 4 .....                                   | 60 |
| РОЗДІЛ 5. РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ .....                      | 61 |
| 5.1 Опис ідеї проекту .....                                   | 61 |
| 5.2 Технологічний аудит ідеї проекту .....                    | 63 |
| 5.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту ..... | 63 |
| 5.4 Розроблення ринкової стратегії стартап-проекту .....      | 68 |
| 5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту .....  | 71 |
| Висновки до розділу 5 .....                                   | 72 |
| ВИСНОВКИ ПО РОБОТІ .....                                      | 73 |
| СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ .....                          | 74 |
| ДОДАТОК 1. ....   | 79 |
| ДОДАТОК 2. ....   | 80 |

## ВСТУП

**Актуальність теми.** В процесі життєдіяльності людина безпосередньо і неперервно взаємодіє із навколишнім середовищем, отримуючи від нього корисні речовини, необхідні для життя, так і потрапляє під вплив негативних факторів сукупності фізичних, хімічних, біологічних та соціально-економічних факторів. Для аналізу стану організму людини використовуються лабораторні та інструментальні методи, які дають комплексне представлення про актуальність здоров'я пацієнта.

Дихальна система одна із найголовніших систем організму, тому що забезпечує організм людини киснем. В зв'язку з вище сказаними негативними факторами, захворювання легень займає одне із перших місць в статистиці втрат працездатності у всіх країнах світу. Порушення роботи дихальної системи викликає зміну функціонального стану її органів, і відображується в дихальних шумах – сигналах, належне опрацювання яких може забезпечити виділення ознак цих порушень, що є індикаторами змін у функціональному стані органів дихальної системи. Не дивлячись, що вислуховування звуків дихання (аускультация легень) налічує близько двухстолітню свою історію, дана діагностична процедура залишається скоріше лікарським мистецтвом, аніж об'єктивною наукою. На протязі останніх двухдесятиліть ведуться дослідження та розробка об'єктивних акустичних засобів діагностики легеневих захворювань. З розвитком сучасних технологій можливе використання дистанційного діагностування шумів дихання в реальному часі, їх передачі на далекі відстані та належна обробка для встановлення діагнозу.

Тому для аналізу шумових сигналів дихання, що виникають в результаті природного функціонування легень, які являють собою основу шумової діагностики, необхідно дослідити математичний апарат, з метою виявлення нових інформативних параметрів, що дасть можливість підвищити достовірність діагностики стану пацієнта.



**Мета і задачі дослідження.** На основі обґрунтованої математичної моделі шумів дихання пошук нових інформативних параметрів, що допоможуть підвищити достовірність результатів діагностування стану легенів людини.

Для досягнення поставленої мети в роботі розв'язуються наступні задачі:

- Досліджено фізику виникнення шумів дихання.
- Обрано та обґрунтовано математичну модель шумів дихання.
- Проаналізовані основні імовірнісні характеристики обраної моделі.
- Розроблено бездротову систему моніторингу стану легенів.

**Об'єкт дослідження** – шуми дихання людини.

**Предмет дослідження** – імовірнісні характеристики шумів дихання.

**Методи дослідження.** В роботі застосовуються методи аналізу детермінованих та випадкових сигналів та їх статистичної обробки.

**Наукова новизна отриманих результатів.** Обрано модель періодично корельованих процесів, що найбільш точно відображає фізику виникнення шумів дихання. Встановлено, що, як правило, системи діагностики стану легень базуються на спектральному аналізі шумів дихання. Однак особливості шумових процесів не дозволяють проводити достовірну діагностику стану пацієнта лише за результатами спектрального аналізу. Тому в роботі запропоновано, на основі обраної моделі періодично корельованих випадкових процесів, використовувати на рівні зі спектральним аналізом також інші імовірнісні характеристики, такі як щільність імовірностей, моменти та кореляційний аналіз. Запропоновано систему бездротового моніторингу стану легенів з використанням основних імовірнісних характеристик запропонованих в роботі

**Практичне значення одержаних результатів.** Отримані результати можуть бути використані при контролі стану здоров'я у спортсменів та людей,

які страждають на хронічні респіраторні захворювання. Практичне значення також підтверджується розробленим стартап проектом.

**Апробація результатів дисертації.** Основні положення магістерської дисертації обговорювались на двох Міжнародних науково-практичних конференціях: «Актуальні питання сьогодення» (20.03.2018, м. Вінниця) та «Перспективні напрямки наукової думки» (18.04.2018, м. Тернопіль).

**Публікації.** За результатами магістерської дисертації опубліковано 2 тез доповідей.

**Ключові слова:** шуми дихання, спектральний аналіз, імовірнісні характеристики, бездротова система моніторингу

## РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ ФІЗИКИ УТВОРЕННЯ ШУМОВИХ СИГНАЛІВ

### 1.1 Класифікація шумів дихання

*Бронхіальне дихання.* Відповідно до вітчизняної класифікацією, у фізіологічній нормі, тобто коли людина здорова, бронхіальні шуми вислуховуються над гортанню (ларингеальні шуми), трахеєю (трахеальні шуми) і над великими бронхами (спереду над рукояткою грудни і позаду між лопатками на рівні від 8-го шийного до 4-го грудного хребців). Слід сказати, що закордонна класифікація основних дихальних шумів відрізняється від вітчизняної тим, що дихальні шуми, що вислуховується над гортанню і шийним відділом трахеї, виділяють у самостійний тип шумів – трахеальні шуми.

В даний час вітчизняні [1,2] і зарубіжні [3] дослідники шумів дихання єдині у думці, що трахеальні і бронхіальні шуми виникають за рахунок пульсацій тиску у трахеї та головних бронхах, обумовлених турбулізацією потоку повітря в голосовій щілині при акті дихання. Саме голосова щілина в нормі є найбільш вузьким місцем бронхіального дерева, і тому швидкості потоку повітря в ній можуть досягати значних величин (близько 10 м/с навіть при досить помірній інтенсивності дихання – близько 0,5 л/с). Як відомо, пульсації тиску в турбулізованому потоці характеризуються суцільним спектром, який спадає по мірі зростання частоти. При цьому швидкість спадання збільшується по мірі зниження швидкості потоку. Саме такого характеру спектр і спостерігається при електронній реєстрації шумів дихання над трахеєю [4]. На рис. 1.1. наведена типова респіросонограма шумів дихання над трахеєю здорової людини.

Як видно, характер спектрів в фазах вдиху і видиху практично не відрізняються один від одного. Рівень спектру порівняно плавно спадає до високих частот так, що перепад між рівнями спектру на низьких і високих частотах складає близько 15÷25 дБ. Верхня межа частот, де ще вдається реєструвати трахеальні шуми, залежить від інтенсивності дихання і

ступеня розвиненості (товщини) підшкірного жирового шару, але в цілому коливається від 800 до 2000 Гц і вище. Зауважимо, що провали на сонограмах, наведених на рис. 1.1., 1.2. відповідають паузам в диханні пацієнтів.

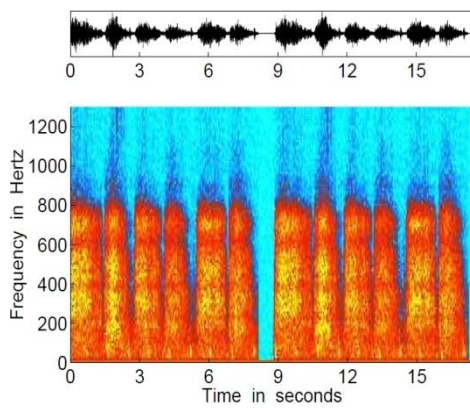


Рис. 1.1. Трахеальні шуми в нормі

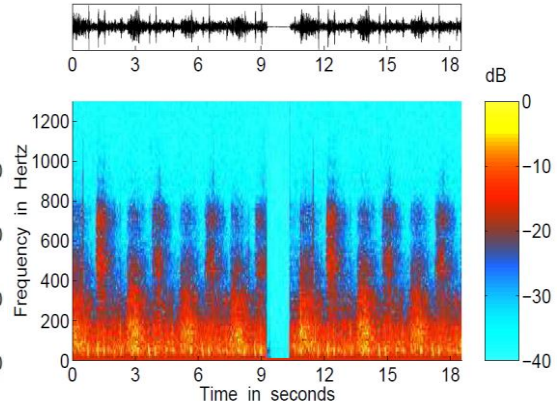


Рис. 1.2. Бронхіальні шуми в нормі

На відміну від трахеальних шумів, які прослуховуються через досить тонкий і звукопрозорий прошарок, утворений стінкою трахеї, м'язово-жировою тканиною і шкірою (в цілому близько  $3\div 6$  мм), бронхіальні шуми, перш ніж потрапити на поверхню грудної клітки, повинні подолати значно більш товстий шар біотканини). Природним наслідком цього є ослаблення і зміна характеру спектру бронхіальних шумів в порівнянні з трахеальних.

Крім цього, як встановлено в [2], розподіл пульсацій тиску в трубах зі стенозом такий, що максимальна амплітуда пульсації тиску знаходиться на відстані  $6\div 7$  діаметрів стенозу вниз по потоку. При великих відстанях амплітуда пульсацій тиску порівняно швидко зменшується, що пов'язано з розсіюванням і дисипацією вихорів в потоці. У нашому випадку роль стенозу в трахеї грає голосова щілина. Враховуючи, що її еквівалентний діаметр в середньому становить близько 0,8 см, можна зробити висновок, що максимальна амплітуда пульсацій тиску припадає на ділянку трахеї, віддалену від голосових зв'язок приблизно на  $5\div 6$  см, тобто на область переходу шийного відділу трахеї у грудний. Беручи до уваги, що загальна довжина трахеї становить у середньому 12 см, стає очевидним, що

амплітуда пульсацій тиску в грудному відділі трахеї і в головних бронхах буде нижче, ніж у шийному відділі трахеї. Внаслідок цього гучність бронхіальних шумів помітно нижче гучності трахеальних шумів, і рівень спектру типових бронхіальних шумів (рис. 1.2.) із зростанням частоти спадає значно швидше, ніж рівень спектру трахеальних шумів (пор. з рис. 1.1.). Зазначені відмінності між двома розглянутими типами шумів є основною причиною того, що закордонні дослідники схильні чітко розділяти дихальні шуми на трахеальні і бронхіальні.

*Везикулярні шуми.* Сама назва "везикулярний" походить від латинського vesicles – бульбашка (альвеола). В даний час існують два припущення про причини виникнення везикулярний шумів. Перше полягає в тому, що везикулярні шуми генеруються у всьому обсязі легень за рахунок коливань стінок альвеол і повітря в них, що виникають внаслідок наростаючої пружної напруги стінок альвеол при їх заповненні повітрям на вдиху і зменшення напруги на видиху (див., ДОДАТОК 1 ).

Згідно з другим припущенням, везикулярні шуми є пройденими через бронхіальне дерево і паренхіму до зовнішньої поверхні грудної клітини шумами, що генеруються пульсаціями тиску в трахеї і головних, які, у свою чергу, викликані турбулізацією потоку повітря в голосовій щілині. Таким чином, мається на увазі, що механізм виникнення везикулярний шумів такий же, що і для трахеальних та бронхіальних шумів. Однак, внаслідок відносно великого шляху проходження шумів від джерела до поверхні грудної клітини, значна частка звукової енергії поглинається біотканинами, і рівень гучності везикулярний шумів падає приблизно на 30÷40 дБ по відношенню до рівня гучності шумів, що вислуховується над трахеєю. Крім того, оскільки ступінь загасання звуку в паренхімі прогресивно зростає з підвищенням частоти, рівень спектру везикулярний шумів в нормі з зростанням частоти швидко падає. З цієї причини область частот, де ще вдається вислуховувати везикулярні шуми, звичайно лежить нижче 400 ÷ 500 Гц.

Тепер звернемося до рис. 1.3, на якому представлена типова респіросонограма везикулярний шумів в нормі.

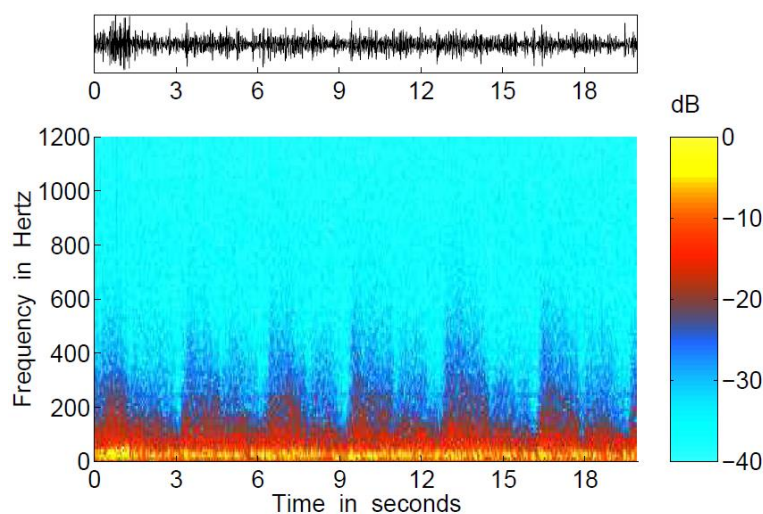


Рис. 1.3. Везикулярні шуми в нормі

Як видно, акустичний образ цих шумів має суттєві відмінності від акустичних образів трахеального і бронхіального шумів. По-перше, загальний рівень цих шумів приблизно на 20 дБ нижче, ніж, скажімо, урвень трахеальних шумів. По-друге, рівень спектральних складових різко падає з ростом частоти, через що характерний для везикулярний шумів діапазон частот значно (у 2÷4 рази) вужче, ніж характерний діапазон частот трахеальних шумів. По-третє, частотний діапазон сигналу на видиху майже у два рази вужчий, ніж на вдиху, у зв'язку з чим везикулярні шуми у фазі видиху майже не чути (див. ДОДАТОК 1).

*Вологі хрипи.* Що стосується причин їх виникнення, вітчизняні та зарубіжні дослідники дотримуються єдиної точки зору. Вважається, що поява вологих хрипів обумовлена скупченням в дихальних шляхах рідини (ексудату, трансудату, бронхіального секрету і навіть крові), викликане болючими процесами, які супроводжуються при захворюваннях респіраторної системи.

Під час вдиху повітря проходить через цю рідину, збиваючи її. Утворені при цьому бульбашки лопаються, в результаті чого генеруються характерне тріски, які чітко прослуховуються і надійно реєструються з

поверхні грудної клітки. Характер вологих хрипів залежить від калібру бронхів, які заповнені рідиною та типу рідини її в'язкості. Вітчизняна класифікація виділяє три основні категорії вологих хрипів-дріднобульбашкові, середньобульбашкові і великобульбашкові. Передбачається, що такий поділ пов'язано з калібром уражених бронхів.

Відзначимо, що вітчизняна класифікація вологих шумів практично ідентична західної, хоча, судячи з усього, багато зарубіжні фахівці найчастіше при прослуховуванні виділяють тільки два типи: *fine crackles* – тонкі потріскування і *coarse crackles* – грубі тріски.

На цей час є порівняно багато робіт, в яких викладаються результати досліджень фонограм і візуальних образів вологих хрипів . У рамках класичної гідромеханіки сформульована також математична модель, що дозволяє при певних припущеннях описати механізм генерації вологих хрипів . Аналіз цих робіт показує, що акустичний сигнал, при лопанні бульбашки рідини, являє собою короткий імпульс тривалістю  $2\div 15$  мс майже періодичної, "квазігармонічної" форми (рис. 1.4). Таким чином дріднобульбашкові і великобульбашкові хрипи, істотно відрізняються один від одного як за тривалістю імпульсів, так і по характерному періоду їх заповнення "квазігармонічними" функціями.

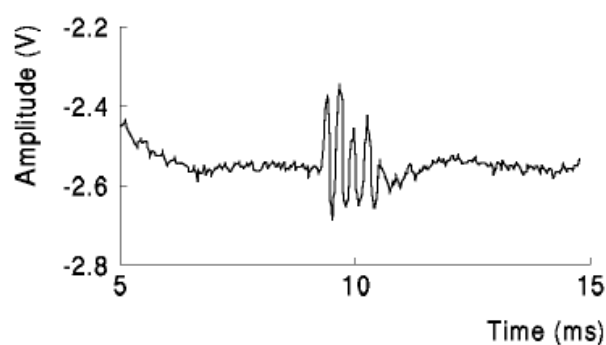


Рис. 1.4. Фонограма одиничного імпульсу, характерного для вологих хрипів

По-перше, при дріднобульбашкових хрипах імпульси майже в два рази коротше, ніж при великобульбашкові. По-друге, характерна частота: "квазігармонічного" заповнення першого приблизно в два рази вище, ніж у

других (для дрібнопухірцевих хрипів близько 450 Гц, в той час , як у великобульбашкових – близько 250 Гц). Як наслідок, спектр частот, характерний для дріднобульбашкових хрипів, значно ширше спектра частот, характерного для крупнопухирчатих хрипів. Із представлених образів шумів дихання при наявності дріднобульбашкових і великобульбашкових хрипів (рис. 1.5) видно, що в цих випадках респіросонограм рясніють структурами у вигляді численних вузьких ліній, які фактично і є спектрами розглянутих вище імпульсних сигналів, що генеруються лопаються бульбашки рідини при проходженні повітря по бронхіальному дереву. При цьому помітно, що ширина спектрів, відповідних дріднобульбашкових хрипів, дійсно майже в два рази більше, ніж ширина спектрів великобульбашкових хрипів.

*Сухі хрипи.* Головною особливістю таких хрипів є наявність яскраво вираженого музичного тембру. Згідно вітчизняної класифікації виділяють: сухі гудячі хрипи гудіння, сухі свистячі хрипи, сухі хрипи дзижчання.

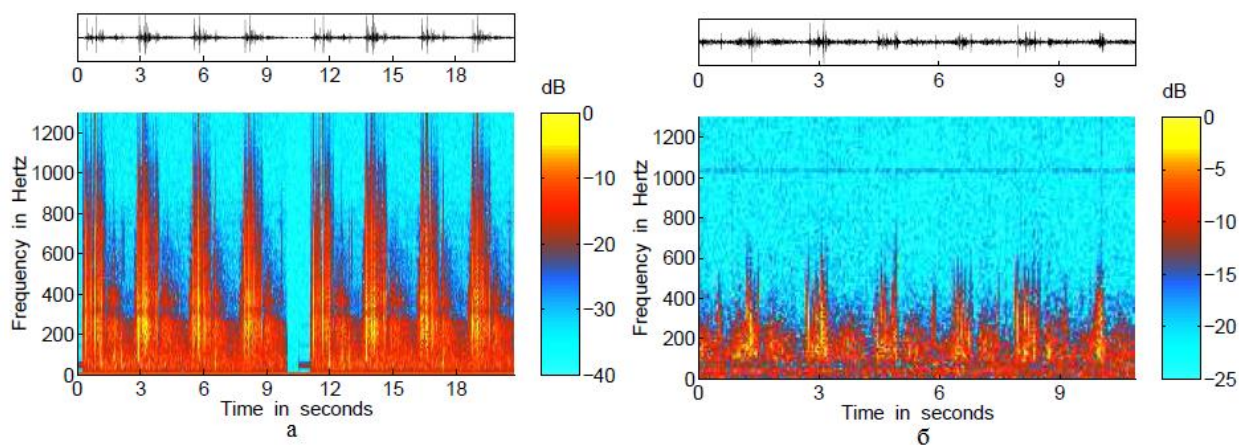


Рис. 1.5. Вологі хрипи:  
а – дрібнобульбашкові, б – великобульбашкові

Зарубіжна класифікація дещо відрізняється від вітчизняної, і їх терміни не завжди можуть бути поставлені в однозначну відповідність. Наприклад, прийнята англомова класифікація [5] передбачає наступний розподіл: high / low pitched wheezing – хрипи високого / низького тону; short / long wheezing – короткі / довгі хрипи; single (monophonic) / multiple



(polyphonic) wheezing – поодинокі (монофонічні) / складні (поліфонічні) хрипи.

Вважається, що виникнення сухих хрипів пов'язане з коливаннями язичків або ниткоподібних перемичок в бронхах, що утворюються з дуже в'язкого мокротиння. Сухі хрипи також можуть з'являтися за рахунок звуження перерізу бронха (стенозу), викликаного наявністю грудки мокротиння на стінці бронха, місцевого набряку або пухлини. Можна припускати, що під впливом потоку повітря при акті дихання виникають коливання язичка або ниткоподібної. При цьому звук може генеруватися як за рахунок коливань таких структур, так і за рахунок зриву вихорів при їх обтіканні потоком. В останні десять років ведеться також інтенсивна теоретична та експериментальна розробка гіпотези про виникнення сухих хрипів за рахунок флаттера стінок бронхів. Зокрема, вже доведено експериментально (*in vitro*), що ймовірність виникнення флаттера за умов набряку слизової бронха і наявності місцевого стенозу, що обмежує потік, дуже висока. Важливо відзначити, що при реалізації будь-якого із зазначених механізмів генерації звуку може з'явитися не тільки простий тон, тобто звук з однією частотою, але і складний сигнал, який містить декілька складових з різними частотами.

Розглянемо кілька типових респіросонограм, на яких присутні сухі хрипи. Спочатку звернемося до респіросонограми, яка характерна для шумів дихання хворого під час нападу бронхіальної астми (рис. 1.6, а). Тут простежується один єдиний всплеск амплітуди на частоті близько 130 Гц, який лікарі після контрольного прослуховування ідентифікували як низький хрип гудіння. На наступній респіросонограмі (рис. 1.6., б) добре видно, що максимум спектрального рівня знаходиться майже вдвічі вище за частотою - при 220 Гц, і він теж один. У цьому випадку лікарі ідентифікували його як просто хрип гудіння.

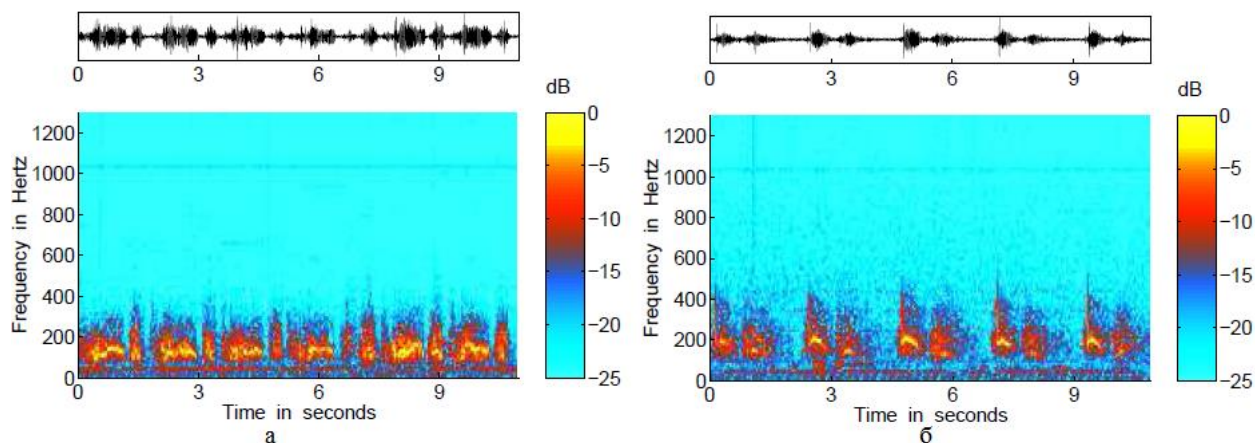


Рис. 1.6. Сухі хрипи містять один тон (гармоніку):  
а – низькі гулящі, б – гудячі

Проведений аналіз дозволяє зробити висновок про те, що хрипи гудіння за своєю природою є монофонічними, тобто містять практично лише один простий тон (без гармонік).

Звернемося тепер до респіросонограм поданих на рис. 1.7. Перша з них, згідно з оцінкою лікарів, відповідає фонограмі з наявністю низьких хрипів дзижчання, а друга – просто хрипів дзижчання. На обох респіросонограмах чітко простежується присутність складного (поліфонічного) сигналу, що складається з декількох гармонічних компонент. На рис. 1.7.,а вони проглядаються найкраще при  $t = 4,5$  с і  $t = 9$  с, а на рис. 1.7.,б - при  $t = 0,7$ ;  $4,5$ ; і  $8,5$  с. Спершу звернемося до рис. 1.7., а. Проведені вимірювання частот спектральних складових сухого хрипу показують, що він характеризується наявністю чотирьох гармонік, причому перша (нижча) з них має частоту 95 Гц, а четверта (вища) – 230 Гц. Співвідношення частот гармонік становить  $1: 1,42: 1,85: 2,4$ . У хрипу, що відображений на рис. 1.7., б, перша гармоніка має частоту 120 Гц, а четверта – 310 Гц. При цьому частоти гармонік співвідносяться як  $1: 1,33: 2: 2,6$ . Легко бачити, що "пакет" з чотирьох гармонік на рис. 1.7., б знаходиться за частотою помітно вище, ніж аналогічний "пакет" на рис. 1.7., а.

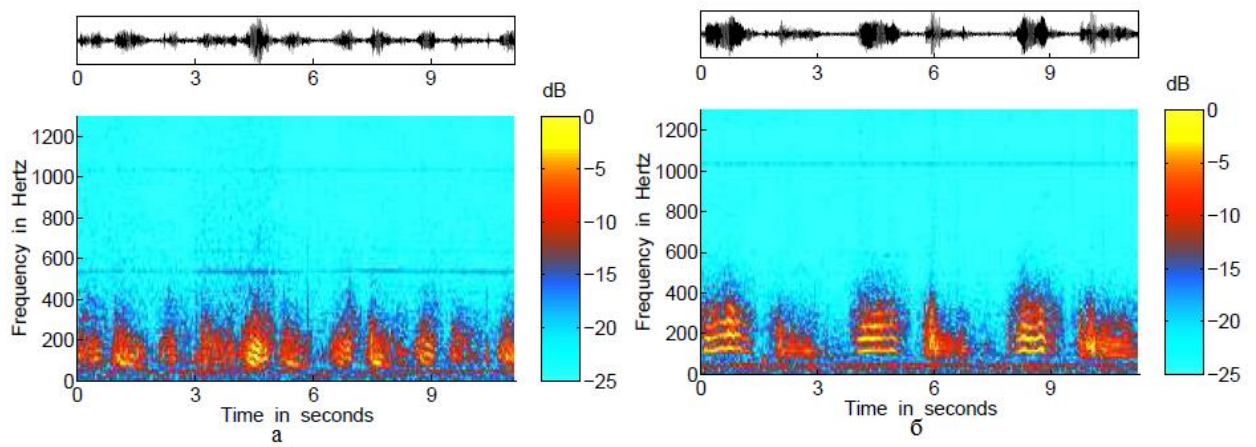


Рис. 1.7. Сухі хрипи містять декілька гармонік

Таким чином, на відміну від хрипів гудіння, хрипи дзижчання містять кілька гармонік, частоти яких досить близько знаходяться один від одного. При цьому співвідношення частот гармонік може змінюватися в досить широких межах, але воно не кратне якому-небудь цілому числу. Саме сукупність цих характерних рис і становить суть об'єктивної інтерпретації вербальної моделі дзижчать хрипів.

## 1.2 Інформативні параметри діагностики

Аускультация легень – це метод дослідження структури і функцій апарату зовнішнього дихання на підставі результатів вислуховування звукових явищ, що супроводжують зовнішнє дихання.

Діяльність апарату зовнішнього дихання супроводжується акустичними явищами – виникненням і поширенням звукових хвиль. Ці звукові явища, шуми зовнішнього дихання, можуть бути прослухані при аускультации легень.

Аускультацию легень проводять за певними правилами. Стетоскоп або фонендоскоп ставлять у симетричних точках правої і лівої половин грудної клітини спочатку на передній її поверхні, а потім на задній.

При аускультации легень спочатку порівнюють шуми дихання під час вдиху, оцінюють їх характер, тривалість, силу (гучність, чутність), а потім

ці шуми порівнюють з шумами в аналогічній точці симетричної половини грудної клітки. Таке правило називають порівняльною аускультацією.

На дихання хворого під час вислуховування повинно бути звернуто велику увагу. Хворий повинен дихати глибоко, спокійно і рівно через ніс і тільки по вимозі лікаря – через рот. Тим часом хворі, особливо під час дослідження, часто дихають неправильно: або дуже поверхово, короткими дихальними рухами, або з судорожними вдихами і особливо видихами, або занадто глибоко. Тому, перш ніж почати вислуховування хворого, потрібно переконатися, як він дихає.

Патологічні шуми зовнішнього дихання – це звукові явища, що супроводжують зовнішнє дихання, які можна почути при аускультації тільки хворих людей. У здорових людей патологічні шуми дихання не вислуховуються.

Очевидно, що крім відсутності чітких кількісних критеріїв, в вербальних моделях дихальних шумів закладена значна доля суб'єктивізму. Справа в тому, що чутливість (поріг чутності) людського вуха і здатність його розрізняти звук за гучністю і частотою істотно коливається від індивіда до індивіда. Крім того, особливості слуху такі, що звуки високої частоти суб'єктивно здаються набагато голосніше, ніж низькочастотні при однаковій силі звуку. Тому навіть наявність в шумовому спектрі низькочастотних складових значної амплітуди зовсім не означає, що лікар оцінить цей шум як низькочастотний. Присутність у сигналі високочастотних компонент значно меншої амплітуди може суттєво змінити характер сприйняття шуму.

При слуховому аналізі звуку величезну роль грають "звукова пам'ять", обдарованість, а також тренування. Наприклад, музично обдаровані люди, що володіють абсолютним або, принаймні, відносним слухом, легко визначають на слух всі обертони (гармоніки), що входять до складу складного звукового сигналу. Однак практика показує, що середньостатистичний лікар не володіє і відносним слухом (не кажучи вже

про абсолютний слух), тобто гарною здатністю аналізувати складні звукові сигнали. Тому він здатний у кращому випадку розділяти на слух складні звукові сигнали (якими є дихальні шуми) на високочастотні і низькочастотні складові (у медичній термінології – на звучні і глухі тони). Проаналізувати ж всю звукову палітру дихальних шумів вдається тільки досвідченим лікарям, обдарованим слуховим сприйняттям.

Спроби об'єктивізувати аускультативні ознаки шляхом аналізу дихальних шумів, що містять ці ознаки, робилися вже досить давно. Ранні роботи, наприклад [6,7], по суті були присвячені визначенню діапазонів частот, характерних для найважливіших аускультативних ознак (тобто діапазонів частот, де зосереджена основна частка акустичної енергії) і в кінцевому рахунку відповіді на питання: чи характерний для кожного аускультативної ознаки свій і тільки свій діапазон частот, повністю відмінний від діапазонів частот, властивих іншим аускульта-нормативним ознаками.

Так, у роботі [7] застосована оригінальна методика досліджень, при якій роль експерта відводилася досвідченому лікарю-діагносту. Дихальні шуми, що сприймаються притиснутим до грудної клітки мікрофоном, у вигляді електричних сигналів надходили на електронний підсилювач, після чого розфільтровувались за допомогою октавних фільтрів і далі надходили на головні телефони. Лікар вислуховував шуми в кожному октавному діапазоні по черзі і зіставляв почуте з тими звуковими образами, які у нього виникали при аускультації традиційним механічним стетофонендоскопом.

Мета досліджень полягала в тому, щоб встановити об'єктивний діапазон частот, в якому присутні діагностично значущі особливості, що сприймаються на слух. Запозичені з цієї роботи [7] результати представлені на рис. 1.8.

| Тип респираторных звуков           | Характерный диапазон (Гц) |     |     |     |      |      |
|------------------------------------|---------------------------|-----|-----|-----|------|------|
|                                    | 90                        | 180 | 355 | 710 | 1400 | 2800 |
| Везикулярное дыхание               |                           |     |     |     |      |      |
| Бронхо-везикулярное дыхание        |                           |     |     |     |      |      |
| Бронхиальное дыхание               |                           |     |     |     |      |      |
| Крупнопузырчатые хрипы             |                           |     |     |     |      |      |
| Среднепузырчатые хрипы (незвучные) |                           |     |     |     |      |      |
| Среднепузырчатые хрипы (звучные)   |                           |     |     |     |      |      |
| Мелкопузырчатые хрипы (незвучные)  |                           |     |     |     |      |      |
| Мелкопузырчатые хрипы (звучные)    |                           |     |     |     |      |      |
| Сухие хрипы (жужжащие)             |                           |     |     |     |      |      |
| Сухие хрипы (гудящие)              |                           |     |     |     |      |      |
| Сухие хрипы (свистящие)            |                           |     |     |     |      |      |
| Крепитация                         |                           |     |     |     |      |      |
| Шум трения плевры                  |                           |     |     |     |      |      |

Рис. 1.8. Характерні частотні діапазони для різних типів респираторних звуків

За оцінками авторів [7] загальний діапазон частот, характерний для всіх найважливіших аускультативних ознак, простягається від 180 Гц до 1400 Гц. Це в цілому не суперечить сучасним уявленням, хоча в більш пізніх роботах [4,8,9,10] встановлено, що діапазони частот, характерні для деяких аускультативних ознак, простягаються набагато нижче 180 Гц і вище 1400 Гц.

У результаті проведених досліджень виявилось, що для ряду аускультативних ознак характерні частотні діапазони повністю або частково перекриваються. Таким чином, надія на те, що кожній аускультативній ознаці відповідає свій частотний діапазон, відмінний від частотних діапазонів, характерних для інших ознак, не виправдалася. Очевидно, що об'єктивні кількісні характеристики, які можна поставити у відповідність різним аускультативним ознаками, слід шукати в особливостях спектрів дихальних шумів.

Пошукам відповіді на це питання присвячено порівняно багато робіт [1,4,7], переважна більшість з яких відноситься до 1980-90-их років. У всіх цих дослідженнях використовувався, по-суті, один і той же принцип

реєстрації шумів дихання. З закріпленого на грудній клітці мікрофона або акселерометра сигнал потрапляв на широкосмуговий електронний підсилювач і далі записувався на вимірювальному магнітофоні. У більш пізніх дослідженнях сигнал з підсилювача подавався на аналого-цифровий перетворювач і далі надходив на персональний комп'ютер, де зберігався вже в цифровому вигляді. Тривалість фонограми при записі в різних випадках зазвичай становила від 2 до 5-10 циклів дихання. Далі ці фонограми надходили на спектраналізатори (або на персональні комп'ютери), де оброблялися за допомогою швидкого перетворення Фур'є. У результаті виходили інтегральні спектри, осереднені по часу запису.

На основі численних досліджень записів дихальних шумів здорових і хворих людей було встановлено, що спектри шумів, що містять різні аускультативні ознаки, дійсно можуть відрізнятися один від одного (принаймні у статистичному сенсі), причому аналіз необхідно проводити в широкому діапазоні частот: від десятків Герц до  $1,5 \div 2,0$  кГц.

Необхідно відзначити, що інтегральні спектри, накопичені за час кількох циклів дихання, містять в собі спектральні особливості, відповідні багатьом аускультативним ознаками.

Очевидно, що інтегральний характер спектрів, накопичених за час декількох циклів дихання, істотно ускладнює, а в багатьох випадках, виключає диференціацію тонких особливостей цього нестаціонарного сигналу. Разом з тим, давно відомо, що характер шумів дихання, а, отже, їх частотні спектри у фазах вдиху і видиху, можуть значно відрізнятися один від одного (див. табл. 1,2). У деяких дослідженнях робилися спроби використовувати цей факт з метою поліпшення "впізнаваності" аускультативних ознак, що містяться в реєструємих дихальних шумах, характерних для різних респіраторних захворювань. За рахунок використання роздільного аналізу шумів, що виникають на вдиху і на видиху, вдалося створити алгоритм, що дозволяє з певним ступенем

ймовірності відрізняти шуми дихання здорової людини від шумів дихання астматика.

Об'єктивна фіксація відмінностей у спектрах дихальних шумів, що відповідають різним фазам дихання, ймовірно, вперше дозволила чітко усвідомити, що характер спектру дихальних шумів залежить від часу і може суттєво змінюватися не тільки в масштабі часу, відповідному тривалості фази дихання, але й за більш дрібні тимчасові інтервали. Цей новий рівень фізичного розуміння особливостей дихальних шумів стимулював проведення подальших досліджень, спрямованих на розробку методик, що дозволяють стежити за динамікою їх частотних спектрів в малих в порівнянні з циклом дихання масштабах часу. Розвитку цього етапу досліджень багато в чому сприяли і успіхи, досягнуті в області обчислювальної техніки. Тому його з повним правом можна охарактеризувати як сучасний.

Застосування сучасних акустичних методів аналізу і відображення респіраторних звуків вже отримало визнання зарубіжних медиків. Так, під егідою International Lung Sounds Association у була зроблена спроба розробити номенклатуру, яка ставить у відповідність суб'єктивним вербальним моделям шумів дихання їх об'єктивні акустичні параметри. В даний час в ряді передових країн на основі використання відео та мультимедійних технологій розробляються навчальні посібники для студентів-медиків, в яких синхронно зі звучанням аудіозаписів відповідних зразків шумів дихання на екрані поряд з уже звичними для пульмонолога діаграмами, що відображають параметри функції зовнішнього дихання, будуються респіросонограм та інші акустичні образи.

### **1.3 Аналіз засобів реєстрації дихальних шумів**

Акустичні прилади дозволяють отримувати різноманітну інформацію про стан здоров'я людини взагалі і дихальної системи зокрема. Прилади для проведення аускультції за принципом дії діляться



на акустичні і електронні [11]. Останні розширюють можливості акустичної діагностики, дозволяючи підвищувати її об'єктивну сторону та зберігати інформацію для подальшого аналізу (в тому числі спеціалізованим програмним забезпеченням сучасних комп'ютерних систем штучного інтелекту і цифрової фільтрації). Для прослуховування шумів в легенях використовують стетоскопи або фонендоскопи. Фонендоскопи відрізняються від стетоскопів тим, що мають мембрану на воронці або капсулу. Даний метод не дозволяє проводити цю операцію в декількох місцях одночасно на поверхні грудної клітки. Це істотно зменшує арсенал діагностичних прийомів, використовуваних в медичній практиці при обстеженні пацієнтів. Крім того, отримані в ході аускультативної дані про фактичну структуру звуків дихання безповоротно зникають після закінчення діагностики. Комп'ютерна система реєстрації звуків дихання дозволяє зберегти цю інформацію і багаторазово використовувати її для аналізу і систематизації отриманих даних у наступному. При цьому многоканальність і синхронність введення даних відкриває принципово нові якісні можливості їх обробки і аналізу[12].

Аналіз літературних джерел показує, що частотний діапазон аускультативних ознак дуже широкий, границі частотних інтервалів, відмічені для окремих видів аускультативних феноменів, перетинаються.

Найпростішим приладом для аускультативної є монауральний стетоскоп, що представляє собою трубку, виготовлену з твердого матеріалу, яка має на кінцях розтруби у вигляді воронок. При проведенні аускультативної одна з воронок прикладається до вуха лікаря, друга воронка – до тіла пацієнта. Недоліком такого приладу є погана його чутливість до звуків високої частоти і незручність експлуатації (що полягає в тому, що лікареві до пацієнта доводиться нахилитися при його прослуховуванні в позі лежачи). Більш зручними і складними вважаються бінауральні прилади. Якщо головкою такого приладу є порожниста воронка без мембрани, прилад називається бінауральним стетоскопом, з мембраною – фонендоскопом.

Із розвитком сучасних технологій, впровадження майже у всіх сферах життєдіяльності інтернету прилади які нас оточують набувають нових можливостей, тим самим спрощуються у використанні та контролю. Телемедицина на даний момент розвивається великими темпами, розроблюються та удосконалюються діагностуючі прилади. Найвідоміші з яких приведені нижче:

1. ViScore – компактний електронний стетоскоп, що поєднує візуальний дисплей з високою роздільною здатністю з традиційною аускультациєю (рис. 1.9).



Рис.1.9. Зображення пристрою ViScore

2. Ekuore – електронний мобільний стетоскоп, головними характеристиками якого є візуалізація звуків в реальному часі, 20 кратне підсилення сигналів, Wi-Fi, змінність насадок та використання мобільного додатку (рис.1.10).



Рис. 1.10 Зображення пристрою Ekuore

3. Технологія ResApp – спосіб ставлення діагноза респіраторних захворювань з використанням тільки звуку кашлю пацієнта (рис. 1.11). Підхід ResApp автоматизований і усуває необхідність в людській інтерпретації дихальних звуків. Головним мінусом даної технології є те, що не всі хвороби респіраторної системи супроводжуються кашлем. Тому можливості даної системи зможуть бути використані лише на деякі захворювання. Використовує мобільний додаток.

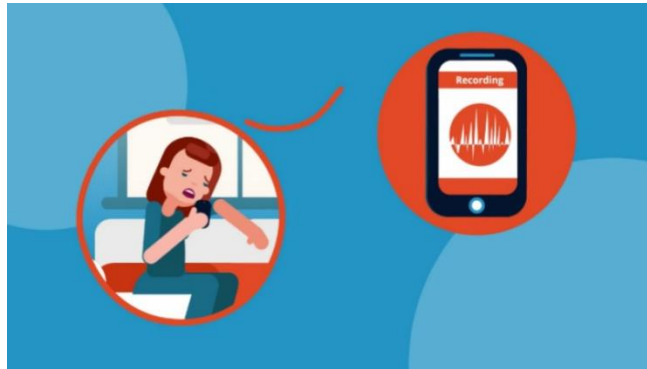


Рис.1.11 Технологія ResApp

4. Stethee – бездротовий стетоскоп для смартфона, з можливістю підключення до нього навушників, за потреби (рис.1.12). Сигнали після запису відправляються на віддалений сервер для аналізу.

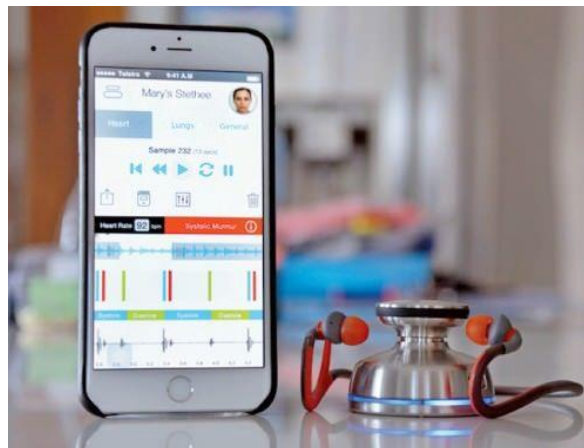


Рис. 1.12. Бездротовий стетоскоп для смартфона Stethee

5. AirSonea – пристрій аналізу дихання, що використовується для пошуку симптомів та попередження приступів астми (рис.1.13). Пристрій може нагадувати користувачу при прийом ліків та передавати інформацію тим хто наглядає за хворим, лікарям в медичні центри.



Рис. 1.13 Пристрій для аналізу дихання AirSonea

Збільшення поширеності хронічних респіраторних захворювань є одним із найголовніших чинників, які приведуть до зростання ринку пристроїв для респіраторних вимірювань в найближчі роки. Кілька ознак, таких як ендотрахеальна інкубація і гострий респіраторний дистрес-синдром, бронхіт, виявляються за допомогою дихальних вимірювальних приладів. Хронічні респіраторні розлади, такі як хронічне обструктивне захворювання легень, астма, поширені як в розвинених, так і в країнах, що розвиваються. Швидке зростання поширеності респіраторних захворювань пояснюється збільшенням куріння і впливом забруднення повітря, а також професійної пилу і парів. Очікується, що число пацієнтів, які страждають на хронічні респіраторні захворювання, збільшиться, і попит на респіраторні вимірювання буде одночасно збільшуватися.

Зростаюче впровадження передових технологій є однією з ключових тенденцій на ринку пристроїв для респіраторних вимірювань. Значні технологічні досягнення відбуваються в дихальних вимірювальних приладах і попит на це обладнання зростає, оскільки воно простіше і зручніше у використанні, економить час, має можливості передачі на далекі відстані та може безпосередньо порівняти сигнали в нормі та патології і поставити діагноз.

## **Висновки до розділу 1**

Подано ретроспективний погляд на проблеми і методи об'єктивізації аускультативних ознак шумів дихання людини за останні двадцять років.

Систематизовано сучасні дані про причини виникнення основних і ряду додаткових шумів дихання. Різноманіття патологічних шумів показує, що існує багато захворювань, тому їх дослідження на початкових етапах має велику цінність.

Встановлено, що основними інформативними параметрами є спектри шумових сигналів дихання. Однак особливості цих шумів вказують на необхідність застосування інших імовірнісних характеристик, що дозволить підвищити достовірність діагностування.

Подані основні сучасні пристрої для шумової діагностики легень в телемедицині та проаналізований стан ринку цих пристроїв в світі, широке різноманіття яких показує необхідність їх уніфікації.

## РОЗДІЛ 2. МЕТОДИ АНАЛІЗУ ШУМОВОЇ ДІАГНОСТИКИ

### 2.1 Спектральний аналіз

Сьогодні існує досить широкий спектр підходів, які базуються на аналізі Фур'є. Цей метод має перевагу: розрахункові та інформативні результати. Перший – класичний спектральний аналіз дихальних звуків, який базується на визначенні спектральної щільності. Основне дихання (бронхіальне і везикулярне) займає дуже широкий діапазон частот. Це викликає серйозні труднощі при використанні частотного аналізу дихальних звуків. У більшості випадків досить важко відрізнити дихальні звуки на тлі головного дихання через перекриття діапазонів частот і невелику різницю в амплітудах. Часовий аналіз використовується для більш детального аналізу. Цей метод дозволяє досліджувати сигнал більш детально, оскільки надає інформацію про часові інтервали та інші частотні компоненти. Цей підхід дозволяє виявляти багато аускультативних явищ, однак, це потребує певного звукового середовища під час реєстрації та високої якості записуючого обладнання [13].

Наприклад, метод виявлення трісків на основі аналізу часових частот. По-перше, фільтр смугового пропускання, який підтримує частоту в діапазоні від 150 Гц до 1800 Гц, застосовується до легеневого звуку. Потім виділяються три функції, які дорівнюють  $f_{min}$  /  $f_{max}$  частотного лімбічного сигналу (FLS), стандартне відхилення часового лімбічного сигналу (TLS) та згладжування TLS відповідно. Тут FLS дорівнює спектральній щільності потужності, яка розраховується шляхом інтеграції сигналів потужності спектрограми уздовж часових осей, тоді як TLS обчислюється шляхом інтеграції сигналів потужності спектрограми вздовж частотних осей.  $F_{min}/f_{max}$  – співвідношення частот FLS. Спектрограма служить основою для обробки сигналів легневих звуків, існують ще численні методи аналізу. Місцеві максимуми, безперервність, пікові співіснування є деякими поширеними прикладами параметра, який визначає звук хрипів в легенях. Інші дослідники використовували середню частоту, коефіцієнт

спектрального коефіцієнта греблі, ентропію, відносний коефіцієнт потужності та частотні моменти високого порядку на STFT як характеристику аналізу легеневих звуків. Обидва вищезгадані дослідження проаналізували деякі області STFT для отримання характеристик легеневого звуку [14]. Спектрограма – це метод перетворення сигналу з часового домену в часово-частотну область. Спектрограма допрацьовує недоліки перетворення Фур'є (TF), які не можуть вказувати місце розташування частоти. Спектрограма робить TF на проміжку, де сигнал вважається стаціонарним. На першому етапі спектрограма легеневого звуку розраховується за допомогою STFT. Кожне значення в спектрограмі відображається, щоб поширитися на 0 – 255 балів, щоб перетворити спектрограму на "образну" матрицю. Потім аналіз текстури проводився для отримання динаміки сигналу у часово-частотній області. Параметри статистики першого порядку отримують із перетвореної спектрограми, а на останній стадії вони класифікуються за допомогою K-найближчого сусіда (K-NN). Даний спосіб має переваги, тобто простіші обчислення та фіксоване число функцій, незалежно від тривалості легких звукозаписів [15].

Аналіз спектрограм допомагає виявити хрипи у звуках легенів. Об'єктивні способи виявлення хрипів переважно залежать від аналізу часових частот. Існують унікальні смужкові риси при короткочасному спектрі перетворення Фур'є (STFT) хрипів, які не відрізняються від нормальних легеневих звуків. Таким чином, деякі методи виявлення хрипів визначають ці схеми смуг у спектрограмах, а потім вирішують, що ці смуги є хрипами чи ні, залежно від їх тривалості. Програма може забезпечити графічне представлення частотного компонента, що змінюється за часом, який може відображати характеристики звуків легенів. Алгоритм, заснований на аналізі спектрограмм, реалізується за наступними кроками. Сигнал розкладається за допомогою STFT (короткочасна перетворення Фур'є), далі попередня обробка спектрограми (спектрограма виробляється при розкладі STFT, що відображає частотні компоненти в різний час. Точки розмивання

спектрограми обчислюються шляхом віднімання базового легеневого звуку від вихідного легеневого звуку, залишаючи лише високочастотні частини, де базовий легеневий звук отримується шляхом згладжування фільтрації), групування (мета згрупування це видалення груп в амплітудній спектрограмі, яка не відповідає характеристикам тривалості хрипу), безперервність, обчислення особливості [16].

## **2.1 Вейвлет перетворення**

Вейвлет перетворення (WT) також використовується для обробки сигналів легенів, але має свої недоліки. Різні способи розширення сигналу на конкретне застосування ще недостатньо вивчені. Цей ефект розширення кордону відіграє важливу роль у обробці сигналів легених звуків [17]. Вейвлет-спектрограми є найважливішим продуктом вейвлет-аналізу та доповненням до звичайних спектрограм на основі короткочасного перетворення Фур'є. Вейвлет-спектрограми відрізняються такими особливостями сигналів, які невидимі на графіках сигналів та на спектрах Фур'є. Вейвлет-перетворення були успішно використані як екстрактори функцій та /або оператори зняття звуку при аналізі легених звуків. Проте на всіх попередніх методах, що використовують WT, використовують постійні низькочастотні вейвлети, які мають обмежений частотний дозвіл. Ці типи низьких Q-факторних вейвлетів є адекватними при аналізі кутових хвильових сигналів, але для більшої кількості коливальних сигналів, таких як сигнали хрипів, необхідна DWT з кращою роздільною здатністю. Rational Dilation Wavelet Transform (RADWT), в якому Q-фактор аналізу та синтезу фільтрів можна регулювати відповідно до властивостей цікавого сигналу, використовується як екстрактор функції. З розбитих коефіцієнтів піддіапазону з RADWT виведено різні підмножини властивостей, а саме: енергія, ентропія Шеннона, стандартне відхилення, мінімальне/максимальне значення та значення для кожного з піддіапазонів. Нарешті, ці нові підмножини властивостей подаються в k-NN (k-найближчий сусід) та SVM (Support Vector Machine) з метою розпізнавання тріщин, хрипів та звичайних



сигналів. Результати показують, що за допомогою високоякісного вейвлет-аналізу Q-фактора досягнуто більшої індивідуальності тріщини, хрипу, нормальної швидкості виявлення сигналу та середньої точності (середнє значення індивідуальних частот), ніж низький вейвлет-аналіз Q-фактору при одностадійній крос-перевірці схем [18].

Вейвлет перетворення та технології зменшення шуму TV можна комбінувати, щоб зменшити ефект сходін, а також мінімізувати кількість небажаних артефактів. Цей комбінований метод називається вейвлет-TV (WATV), і всі значні-незначні вейвлет-коефіцієнти оцінюються одночасно, мінімізуючи одну цільову функцію. Вивчено продуктивність WATV при розмиванні розривних тріщин. Синтетичні тріщини, накладені на білий гауссовий шум (WGN), що генеруються з різними значеннями сигнал/шум (SNR), знижує шум запропонованим методом WATV. Крім того, для кількісного вимірювання продуктивності запропонованого методу застосовуються класичні тяжкі, м'які, тверді алгоритми порогових значень, а також способи зниження рівня TV для синтетичних тріщин та сигналів WGN. Різниця між беззвукowymi трісками та синтетичними безшумовими сигналами розраховується з урахуванням середньоквадратичної помилки (RMS).

## **2.2 Автокореляційний аналіз**

Інший підхід, заснований на автокореляційному аналізі, який дозволяє досліджувати сигнал про наявність повторюваних звуків, що може бути дуже важливим для дихальної діагностики. Перевага автокореляційного аналізу у порівнянні з частотним аналізом полягає в тому, що частотні спотворення та тональні характеристики дихання конкретної людини не впливають на результати аналізу [19]. Це означає, що звуки легенів, які були записані в різних клініках, можуть бути проаналізовані незалежно від того, на якому звукозаписувальному обладнанні вони були зроблені. Найбільшу увагу було приділено дослідженню автокореляції третього порядку. Застосування цього

методу дозволяє виявляти випадкові артефакти (наприклад, розтріскування) в процесі дихання, а також визначити ступінь їх неперіодичності. Як показано раніше, традиційний спектральний аналіз не дозволяє ідентифікувати дихальні звуки через пересічення діапазонів частот. Кумулятивний аналіз дозволяє досліджувати сигнали для виявлення у них випадкового додаткового звуку, наприклад, трехтіння. Цей метод дозволяє оцінити не тільки одноманітність сигналу, але і його частоту. Суттєвою перевагою використання автокореляції більш високого порядку до дослідження легеневого шуму є відсутність ідентичного звукозаписуючого пристрою.

### 2.3 Кепстральний аналіз

Сьогодні загальновизнано, що *Cepstral* – це спектр логарифму спектру вихідного сигналу, тобто первинний спектр повинен бути представлений у логарифмічному масштабі. Головною перевагою є можливість надавати спектральну інформацію про вихід ще більш компактно, коли кожна гармонічна серія вихідного спектру буде представлена лише одним (ідеально) компонентом в *Cepstral*. Важливо розуміти фундаментальні відмінності між частотними компонентами традиційного спектру та частотними компонентами в спектрі, що називається *Cepstrum*. У першому випадку будь-яка частотна компонента має сигнал фізичного змісту з такою частотою та амплітудою, яка дійсно присутня у вихідному сигналі в часовій області. У другому випадку наявність гармонік в *Cepstrum* не може означати, що оригінальний спектр має відповідну частоту. Експерти вважають, що потрібно бути дуже обережними та уважними з таким аналізом. Вам потрібно відмінний досвід і дуже хороша підготовка, щоб інтерпретувати результати та зробити правильні висновки. Він використовується для аналізу астми. *Mel-frequency Cepstral Coefficients* є дуже популярним параметром голосу, який може більш точно розглядати слухову систему людини. Алгоритм розроблений для діагностики астми. Так що, це можна контролювати. MFCC розраховується за допомогою MATLAB для процесу

вилучення об'єктів. MFCC - це коефіцієнти, котрі разом складають MFC. Вони отримуються за типом цепстрального представлення аудіокліпу. Різниця між *cepstrum* та *Mel cepstrum* полягає в тому, що смуги частот MFC рівномірно розподілені на шкалі *Mel*. Це наближає людську слухову систему до більш точної реакції, ніж лінійно віддалені діапазони частот, які використовуються в нормальному *cepstrum*. Ця деформована частота може дозволити краще відображати звук. У цій системі з'ясовується *Mel-frequency Cepstral Coefficients* для нормальних голосів та голос пацієнта з астмою. Ця система перетворює форму сигналу мови на деяке параметричне подання для аналізу та обробки. *Mel-frequency spectr* використовується для представлення мовного сигналу для завдання розпізнавання динаміків. Метод вилучення MFCC може бути досягнутий двома шляхами – швидким перетворенням Фур'є або лінійним прогностичним кодуванням. Після аналізу отриманих ознак як для астматичних, так і для нормальних людей було визнано, що коефіцієнти ураженої астми значно відрізняються від нормальних осіб, особливо в першому та другому коефіцієнтах.

*Pre-emphasis* є дуже простий метод обробки сигналу, який збільшує амплітуду смуг високих частот і зменшує амплітуду нижніх смуг. *Pre-emphasis* компенсує подану частину сигналу під час виробництва звуку, а також покращує або посилює звуковий сигнал для кращих результатів. Після фільтрації мовного сигналу, блокується в кадри. 100 зразків попереднього кадру починаються з кожного наступного кадру. Таким чином, перекриття відбувається між кожним кадром та двома іншими наступними кадрами. Ця процедура називається вікнами. Під час виконання вікна відповідає тому, що фактично потрапляє в дизайн фільтра як метод вікна, в якому довгий сигнал помножується на функцію вікна кінцевої довжини, що дає зважену версію вихідного сигналу з обмеженою довжиною. Небажані ефекти у частотній характеристиці вводяться внаслідок розривів на початку і в кінці кадрів. Вікно камери використовується для подолання розривів функції. Після цього витягання сила містять сигнал різної частоти, цей сигнал потрібно

перетворити в частотну область. Швидке перетворення Фур'є змінює сигнал часової області на сигнал частотної області. Вихід БПФ проходить через балансний фільтр шкали Мела. Канал групи фільтрів розроблений таким чином, щоб підтримувати низьку частоту над високою частотою.

## **2.4 Методи аналізу спектрів вищого порядку**

Складний характер легеневих звуків є причиною застосування їх методів аналізу статистичних даних високого рівня. Дані про енергетичний спектр є повним описом гауссового процесу. Але в деяких випадках необхідно отримати інформацію про відхилення від гауссовського розподілу та отримати інформацію про наявність нелінійного зв'язку. У таких випадках краще використовувати спектр вищого порядку (HOS, порядок  $> 2$ ), що містить необхідну інформацію. Спектр третього порядку – це біспектр, четвертий – три спектри. Насправді, спектр потужності є спектром другого порядку. Принаймні, є 3 причини для використання аналізу HOS для обробки біомедичних сигналів:

- Придушення гауссового шуму та зменшення дисперсії. Гауссівські шуми мають спектр нульового порядку. Завдяки цьому спектр високого порядку не містить шумових компонентів, що дозволяє легко виявити корисні сигнали
- Можливість відновлення фази. Спектр високого порядку зберігає інформацію про фазу.
- Виявлення та здатність характеризувати нелінійні зв'язки в біомедичних сигналах. HOS – це нелінійна функція даних, тому це зручний інструмент для виявлення нелінійностей [20].

Наприклад, авторами був використаний поліспектральний аналіз для ідентифікації діагностичних особливостей хворих на ХОЗЛ має ряд переваг. Виявлені специфічні ознаки, що дозволяють класифікувати звуки за категорією "здорові" - "ХОЗЛ". Була проведена інтегральна оцінка звукового сигналу протягом усього періоду його записів. В результаті цього аналізу

були визначені кількісні та візуальні характеристики сигналу. Це дозволило зробити висновок про наявність або відсутність захворювання у пацієнта з високим ступенем ймовірності [21].

## **2.5 Ітераційний метод**

Ітераційний метод базується на коефіцієнті *kurtosis* для виявлення нестационарних біоакустичних сигналів, що був створений вченими з Департаменту інформатики та зв'язку, Технологічного та навчального інституту Серрес, Греція, та вченими з факультету електротехніки та комп'ютерної інженерії, Університет Арістотеля в Салоніках, Салоніки, Греція. Метою їх роботи було створення нової техніки на основі коефіцієнта куртозу для визначення нестационарних біоакустичних сигналів, таких як звуки легенів. Для гауссівських сигналів куртоз дорівнює нулю, значне відхилення від цього значення може бути пов'язано з наявністю негауссівських сигналів, які цікаві для діагностики. Ці відхилення від нульового значення можуть бути використані для формулювання критерію для виявлення наявності нестационарних перехідних сигналів. Виходячи з критерію *kurtosis*, був прийнятий ітераційний детектор куртози, який поступово відокремлює корисний сигнал від шуму. Експериментальні результати показали, що ітераційний детектор *kurtosis* здатний чітко виявляти біоакустичні сигнали навіть тоді, коли амплітуда корисного сигналу висока [22].

## **2.6 Статистичний аналіз**

Статистичний аналіз легеневих звуків був використаний вченими з кафедри електроніки Інституту біомедичної інженерії, Стамбул, Туреччина. У цій роботі існували середні класифікатори, які використовували параметри статистичного аналізу. Класифікація розділила всі звуки на три класи. Дихальні звуки здорові, інгібаторні та обструктивні (патологічні) аналізуються за допомогою різних авторегресивних моделей. Результати статистичних досліджень показали, що розподіл параметрів авторегресивної

моделі істотно відрізняється між трьома класами. Проте для 6-го порядку розподіл параметрів істотно не відрізняється, особливо для фаз вдиху. Класифікатори були перевірені на шість фаз (всього) на п'ять фаз (за винятком кінця дихання) для чотирьох фаз (за винятком кінця і початку дихання) для трьох фаз (з виключення з кінця, початку і середини дихання) [23].

## **2.7 Метод акустичної інтенсивності**

Оригінальний метод акустичної інтенсивності дозволяє відділяти шуми в різні спектральні компоненти повітряного та структурного провідності голосу та дихальної системи [24]. Спостереження дуже близьких відстаней до джерел свистів з різними частотами спектрального максимуму можна інтерпретувати як наявність в одному і тому ж місці порушень дихальних шляхів у грудях, що, залежно від стиснення в різних фазах дихання, дає варіації частоти коливань зони закриття дихальних шляхів. Останній ефект може бути ознакою центру патологічних змін, пов'язаних з запальним процесом, в дихальних шляхах, або їх деформацією сусідніми патологічно зміненими ділянками легеневи́х тканин. В результаті одночасного або послідовного розрахунку відстані до джерела свисту з декількох ділянок грудної клітки за допомогою методів різницевого визначення відстані, можна також оцінити розташування джерела свисту в легенях [25] .

## **Висновки до розділу 2**

Проведено аналіз методів реєстрації та аналізу шумів дихання. Встановлено, що незважаючи на різноманіття методів, для дослідження шумів дихання практично не використовуються інтегральні характеристики такі як щільність імовірностей, моменти розподілу, що в свою чергу являються найповнішими імовірнісними характеристиками при дослідженні випадкових процесів.

## **РОЗДІЛ 3. МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ТА ОЦІНКА ОСНОВНИХ ЇЇ ІМОВІРНІСНИХ ХАРАКТЕРИСТИК**

Важливим джерелом про стан здоров'я дихальної системи є шумові та ритмічні сигнали, а діагностичними параметрами – імовірнісні характеристики цих сигналів, до яких відносяться моментні і кумулянтні функції, спектральна щільність, щільність імовірностей та ін.

Визначення стану легень здійснюється засобами технічного діагностування, які являють собою відповідну апаратуру та програми для обчислення і аналізу діагностичних параметрів. Сучасні системи технічного діагностування базуються на методах математичної статистики, насамперед на методах статистичного оцінювання та статистичної перевірки гіпотез. Зупинимося на необхідних поняттях і визначеннях.

### **3.1 Модель періодично-корельованих процесів**

Існуючі математичні моделі дихальної системи людини можна поділити на структурні і функціональні (статистичні). Статистичні моделі є найбільш часто вживаними в доказовій медицині і дозволяють встановлювати причинно-наслідкові зв'язки на популяційному рівні. Дихальна система в таких моделях представлена «чорним ящиком» в системах «атмосферне повітря – чорний ящик – захворюваність» або «атмосферне повітря – чорний ящик – кров».

Статистичний аналіз накопиченої інформації є одним з найпродуктивніших методів дослідження в медицині, що пов'язано з істотно випадковим характером медико-біологічних даних. Побудова діагностичних алгоритмів, дослідження ефективності застосування нових лікарських засобів або цілих методик лікування, вивчення впливу факторів навколишнього середовища – у всіх цих випадках кінцевим результатом є висновки, засновані на статистичних оцінках. Тому будь-яка автоматизована система для наукових досліджень в медицині, незалежно від того, заснована вона на будь-якої моделі чи ні, повинна включати в себе пакет статистичної обробки.

Статистичні методи є одночасно і інструментом системного аналізу, дозволяючи шляхом використання кореляційного, регресійного, факторного і дискримінантного аналізу провести параметричну ідентифікацію моделі. Перевірка гіпотез щодо складної моделі біологічного об'єкта може бути проведена статичними методами. Пов'язано це з тим, що одномоментне вимірювання всіх навіть найбільш важливих параметрів, що визначають стан системи, неможливо (найчастіше просто через обмеження, що накладаються методиками вимірювання). Зв'язок між параметрами, знятими в різний час, може бути сильно спотворений в результаті якого-небудь неврахованого впливу на пацієнта за період між двома обстеженнями (викурена сигарета приводить до катастрофічної зміни дифузійної здатності легень). Більш вірогідною буде така зв'язок для середніх, за сукупністю пацієнтів, величин, де вплив можливих впливів буде зменшено за рахунок усереднення.

Ще одна сфера методів прикладної статистики – визначення характеру і достовірності зміни результатів обстеження в процесі лікування пацієнта (динаміка даних) з метою прогнозування його майбутнього стану. В цьому випадку модулі статистичної обробки повинні вбудовуватися безпосередньо в систему аналізу даних пацієнта і використовуватися при діагностиці та корекції алгоритму лікування

Дихальні шуми у своїй структурі поєднують періодичність, тому що дихання людини є періодичним і водночас випадковим, тому що дихальна система людини пов'язана нерозривно з усім організмом людини і є складною системою, на яку впливають багато різних факторів.

На основі аналізу результатів проведеного в попередніх параграфах, можемо стверджувати, що досліджуваний сигнал є певного типу “шумом”, де всі частоти (навіть ті, в яких сумарна енергія досить мала) суттєво впливають на характер явища, тому для моделі такого сигналу необхідно вибрати процес з того класу нестационарних процесів, для яких має зміст гармонічний розклад. Враховуючи основні аспекти, щодо вимог до моделі дихальних шумів, сформулюємо основні вимоги до розробки математичної



моделі шумів дихання:

- необхідно враховувати стохастичну природу сигналу, що є природнім для реальних біосигналів;
- необхідно враховувати властивість повторюваності дихальних шумів, яка відображає фазову структуру даного сигналу.

Періодично корельовані випадкові процеси – це моделі стохастичних коливань з періодичною зміною ймовірнісних характеристик [26]. Періодично корельовані – це такі випадкові процеси, математичне сподівання і коваріація яких задовольняють умови (3.1):

$$m(t+T_0)=m(t); \quad R(t_1+T_0, t_2+T_0)=R(t_1, t_2) \quad (3.1)$$

існує таке певне  $T_0 > 0$ , яке називається періодом корельованості, тоді кореляційна функція періодично корельованого випадкового процесу може бути подана в наступному вигляді [27]:

$$R(t+\tau, t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} R_k(\tau) e^{i2\pi kt/T_0}, \quad (3.2)$$

де  $R_k(\tau)$  – кореляційні компоненти, які дорівнюють

$$R_k(\tau) = \frac{1}{T_0} \int_{-T_0/2}^{T_0/2} R(t+\tau, t) e^{-i2\pi kt/T_0} dt. \quad (3.3)$$

В роботі [28] обґрунтовано необхідність вивчення періодично корельованих випадкових процесів у спектральній області – їхньої гармонізованості, вигляду спектру (типу корельованості гармонічних складових), закону збереження (потужності в узагальненій теоремі Вінера-Хінчина) та зображення таких процесів через спектральні компоненти. При цьому очевидно, що умова (3.1) при обчисленні середніх характеристик призводить до того, що усереднення по всій осі переходить в усереднення по відрізку довжини  $T$ , що (внаслідок інваріантності усереднення зсувів) можна вважати як усереднення на відрізку  $[0, T)$ . Припустимо, що спектральна функція  $G(f_1, f_2)$  періодично

корельованого випадкового процесу  $\xi(t)$  є абсолютно неперервною по обох аргументах  $f_1$  і  $f_2$ . Тоді існує функція

$$S(f_1, f_2) = \frac{\partial^2 G(f_1, f_2)}{\partial f_1 \partial f_2}, \quad (3.4)$$

яка називається *двочастотною спектральною щільністю* періодично корельованого випадкового процесу і може бути подана наступним чином [1]:

$$S(f_1, f_2) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} S_k(f_2) \delta\left(f_1 - f_2 - \frac{k}{T_0}\right), \quad (3.5)$$

де  $\delta(f)$  – дельта-функція, а  $S_k(f)$  – спектральні компоненти, які дорівнюють

$$S_k(f) = \int_{-\infty}^{\infty} R_k(\tau) e^{-i2\pi f\tau} d\tau. \quad (3.6)$$

З наведених співвідношень (2.13)–(2.16) випливає, що у періодично корельованих випадкових процесів корельовані гармоніки, частоти яких задовольняють умові  $f_2 = f_1 - k/T_0$ . Тому для будь-якого моменту часу  $t_0$  миттєві значення  $\xi(t_k)$ ,  $t_k = t_0 + kT_0$ ,  $k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$ , періодично корельованого випадкового процесу є стаціонарною в широкому сенсі випадковою послідовністю. Таким чином, основними діагностичними характеристиками періодично корельованих випадкових процесів є період  $T_0$ , кореляційні компоненти  $R_k(\tau)$  та спектральні компоненти  $S_k(f)$ .

Встановленні в роботі [28,29] властивості коваріації періодично корельованих випадкових процесів дали підставу вивести вираз самого процесу через його стаціонарні складові, тобто встановити структуру цього класу процесів [17]. Періодично корельовані випадкові процеси належить до класу  $\pi^\tau$  тоді і тільки тоді, коли він має зображення

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \xi_k(t) e^{i2\pi kt/T_0}, \quad (3.7)$$

де,  $\xi_k(t)$  – стаціонарні компоненти періодично корельованих випадкових процесів,  $Z$  – множина всіх і відповідно підмножина додатніх чисел.

На основі вибраної математичної моделі можна реалізувати відносно прості алгоритми опрацювання сигналів дихальних шумів засобами енергетичної теорії стохастичних сигналів, для отримання статистичних оцінок їхніх ймовірнісних характеристик, які є показниками норми чи патології дихальної системи.

### 3.2 Оцінювання кумулянтів

**Оцінки кумулянтів.** Згідно з роботою [30] кумулянти визначаються за наступною формулою:  $\kappa_s = \frac{d^s \ln f(u)}{i^s du^s}$ , де  $f(u)$  – характеристична функція,  $i = \sqrt{-1}$ .

Вирази для оцінок кумулянтів одержують на основі їх зв'язку з моментами, зокрема оцінки перших чотирьох кумулянтів мають вигляд

$$\begin{aligned}\hat{\kappa}_1 &= \hat{m}; & \hat{\kappa}_2 &= \hat{\mu}_2; \\ \hat{\kappa}_3 &= \hat{\mu}_3; & \hat{\kappa}_4 &= \hat{\mu}_4 - 3\hat{\mu}_2^2;\end{aligned}\quad (3.8)$$

Математичні сподівання оцінок кумулянтів дорівнюють [32]

$$\begin{aligned}M(\hat{\kappa}_1) &= \kappa_1, \quad M(\hat{\kappa}_2) = \frac{N-1}{N} \kappa_2, \quad M(\hat{\kappa}_3) = \frac{(N-1)(N-2)}{N^2} \kappa_3 \\ M(\hat{\kappa}_4) &= \frac{(N-1)(N^2-6N+6)}{N^3} \kappa_4 - 6 \frac{(N-1)}{N^2} \kappa_2^2\end{aligned}\quad (3.9)$$

Дисперсії оцінок кумулянтів  $\kappa_s$ ,  $s = \overline{1,3}$ , на підставі виразів(3.8) дорівнюють дисперсіям оцінок відповідних моментів  $\hat{\alpha}_1, \hat{\mu}_2, \hat{\mu}_3$ , визначених формулою (3.9), а дисперсія оцінки четвертого кумулянту дорівнює [31]

$$D[\hat{\kappa}_4] = \frac{40\mu_2\mu_3^2 - 6\mu_2^2\mu_4 + 6\mu_2^2\mu_4 + 36\mu_2\mu_4 - 36\mu_2^3 + \mu_8 - 8\mu_3\mu_5 - \mu_4^2}{N}. \quad (3.10)$$

На сьогоднішній день з усіх кумулянтних коефіцієнтів найчастіше використовуються коефіцієнти асиметрії  $\gamma_3$  та ексцесу  $\gamma_4$ . Зокрема, ці коефіцієнти є простими і зручними числовими характеристиками, що показують ступінь відмінності досліджуваного розподілу від гауссівського, для якого  $\gamma_s = 0$  при  $s \geq 3$ . На основі коефіцієнтів  $\gamma_3$  і  $\gamma_4$  проводиться вибір апроксимуючих щільностей імовірностей із систем розподілів Пірсона і Джонсона.

Оцінки коефіцієнтів асиметрії  $\gamma_3$  і ексцесу  $\gamma_4$  знаходять за формулами

$$\hat{\gamma}_3 = \frac{\hat{\mu}_3}{\hat{\mu}_2^{3/2}}, \quad \hat{\gamma}_4 = \frac{\hat{\mu}_4}{\hat{\mu}_2^2} - 3, \quad (3.11)$$

де  $\hat{\mu}_s$  – оцінки центральних моментів (3.9). Математичні сподівання і дисперсії оцінок (3.11) дорівнюють [30]:

$$M[\hat{\gamma}_s] = \gamma_s, \quad D[\hat{\gamma}_s] = \frac{c_s}{N}, \quad s = 3, 4, \quad (3.12)$$

де коефіцієнти  $c_3, c_4$  визначені виразами:

$$\begin{aligned} c_3 &= M_6 - 3M_3M_5 - 6M_4^2 + \frac{9}{4}M_3^2M_4 + \frac{35}{4}M_3^2 + 9, \\ c_4 &= M_8 - 4M_4M_6 - 8M_3M_5 + 4M_4^2 - M_4^2 + 16M_3^2M_4 + 16M_3^2, \\ M_s &= \mu_s \mu_2^{-s/2}. \end{aligned}$$

Оцінки коефіцієнтів  $\gamma_3$  та  $\gamma_4$  є незміщеними і слушними, а середні квадратичні помилки оцінювання дорівнюють

$$\varepsilon(\hat{\gamma}_s) = \sqrt{D[\hat{\gamma}_s]} = \sqrt{\frac{c_s}{N}}, \quad s = 3, 4, \quad (3.13)$$

і при фіксованому  $N$  залежать тільки від коефіцієнтів  $c_s$ .

Відносні помилки оцінювання коефіцієнтів  $\gamma_3$  та  $\gamma_4$ , що не дорівнюють нулю, при фіксованому об'ємі вибірки  $N$  визначаються формулою

$$\delta(\hat{\gamma}_s) = \frac{\varepsilon(\hat{\gamma}_s)}{\gamma_s} = \frac{1}{\gamma_s} \sqrt{D[\hat{\gamma}_s]} = \frac{1}{\gamma_s} \sqrt{\frac{c_s}{N}}, s = 3, 4 \quad (3.14)$$

### 3.3 Оцінювання щільності ймовірностей

Простішою оцінкою щільності ймовірностей випадкових величин і процесів є гістограми [30], в загальному випадку — оцінки, що базуються на наближених методах знаходження щільності ймовірностей [32,33,34].

Гістограма є випадковою функцією, що визначається наступним чином:

$$\hat{p}_n(x) = \sum_{k=1}^n \hat{p}_k \varphi(x - x_k), \quad (3.15)$$

де  $n$  - кількість інтервалів гістограми;  $x_k = x_{\min} + 0,5(2k-1)\Delta x, k = \overline{1, n}$ ;  $\Delta x = (\xi_{\max} - \xi_{\min}) / n$ ;  $\hat{p}_k$  - частоти потрапляння досліджуваної випадкової величини у відповідний інтервал  $\Delta x$ ; функції  $\varphi(x)$  визначені наступним чином:

$$\varphi(x) = \begin{cases} (\Delta x)^{-1}, & x \in (-\Delta x / 2; \Delta x / 2]; \\ 0, & x \notin (-\Delta x / 2; \Delta x / 2]. \end{cases} \quad (3.16)$$

Оцінка (3.16) є зміщеною, тому що

$$M[\hat{p}_n(x)] = \frac{\Delta F(x)}{\Delta x} \neq p(x), \text{ де } \Delta F(x) = F(x + \Delta x) - F(x).$$

Зміщення можна наближено оцінити за формулою

$$b(x) = M[\hat{p}_n(x)] - p(x) = \frac{\Delta x}{2} p^{(1)}(x) \quad (3.17)$$

Дисперсія оцінки (3.16) щільності ймовірностей дорівнює

$$D[\hat{p}_n(x)] = \frac{1}{N(\Delta x)^2} \Delta F(x) [1 - \Delta F(x)]$$

З останньої формули випливає, що дана оцінка є слухною.

Для наближеного знаходження дисперсії оцінки (3.16) використовується формула

$$D[\hat{p}_n(x)] \approx \frac{p(x)}{N\Delta x} \quad (3.18)$$

Нормована помилка оцінки (3.21) приблизно дорівнює

$$\delta(x) = \sqrt{\frac{D[\hat{p}_n(x)] + b^2(x)}{p^2(x)}} \approx \sqrt{\frac{1}{N\Delta x p(x)} + \frac{\Delta x^2}{4} \left( \frac{p^{(1)}(x)}{p(x)} \right)^2} \quad (3.19)$$

Зазначимо, що з формул (3.23)- (3.25) випливає, що нормована помилка оцінки щільності імовірностей суттєво залежить від інтервалу  $\Delta x$ .

При зменшенні  $\Delta x$  зменшується зміщення (3.17) оцінки, але зростає її дисперсія (3.18). При збільшенні  $\Delta x$  навпаки зменшується дисперсія оцінки, а зміщення зростає. Тому зменшення  $\Delta x$  і відповідно збільшення кількості інтервалів гістограми  $n$  призводить тільки до збільшення помилок оцінки щільності імовірностей. Зазвичай кількість інтервалів гістограми рекомендують [34] обирати в залежності від об'єму вибірки  $N$ , зокрема за формулою  $n = 1 + 3,32 \lg N$ , в якій  $n$  приймається найближчим цілим в бік збільшення.

Для побудови гістограми необхідно виконати наступні дії.

1. Задати об'єм вибірки  $N$  та отримати вибірку  $\xi_1, \xi_2, \dots, \xi_N$ .
2. Визначити мінімальний  $\xi_{\min}$  і максимальний  $\xi_{\max}$  елементи вибірки.
3. Розрахувати кількість інтервалів  $n$  гістограми за формулою  $n = 1 + 3,32 \lg N$
4. Розрахувати крок гістограми за формулою  $\Delta x = (\xi_{\max} - \xi_{\min}) / n$
5. Розрахувати відносні частоти  $\hat{p}_k$  потрапляння відліків в інтервали гістограми  $[\xi_{\min} + (k-1)\Delta x; \xi_{\min} + k\Delta x)$ ,  $k = \overline{1, n}$ .
6. Розрахувати ординати щільності імовірностей за формулою

$$\hat{p}(x_k) = \frac{\hat{p}_k}{\Delta x}.$$

### 3.4 Оцінювання кореляційних функцій

На сьогоднішній день для оцінки кореляційних функцій

застосовуються наступні основні методи [32, 35]:

- 1) прямий метод;
- 2) метод на основі розкладення кореляційної функції в ряд;
- 3) метод на основі перетворення Фур'є оцінки спектральної щільності.

Розглянемо прямий метод оцінки кореляційних функцій. Нехай  $\xi(t)$  – стаціонарний випадковий процес, який має кореляційну функцію  $R(\tau)$  і спостерігається на інтервалі  $[0; T]$ . Оскільки кореляційні функції дійсних стаціонарних випадкових процесів є парними функціями аргументу  $\tau$ , то їх можна розглядати тільки для значень  $\tau \geq 0$ . Враховуючи це, запишемо формулу для оцінки кореляційної функції по одній реалізації [36]:

$$\hat{R}(\tau) = \frac{1}{T-\tau} \int_0^{T-\tau} \overset{\circ}{\xi}(t) \overset{\circ}{\xi}(t+\tau) dt, \quad 0 \leq \tau < T, \quad (3.20)$$

де  $\overset{\circ}{\xi}(t) = \xi(t) - \mathbf{M}[\xi(t)]$ .

Припустимо, що математичне сподівання процесу  $\xi(t)$  відоме, тоді математичне сподівання оцінки кореляційної функції (3.20) дорівнює

$$\mathbf{M}[\hat{R}(\tau)] = \mathbf{M}\left[\frac{1}{T-\tau} \int_0^{T-\tau} \overset{\circ}{\xi}(t) \overset{\circ}{\xi}(t+\tau) dt\right] = \frac{1}{T-\tau} \int_0^{T-\tau} \mathbf{M}\left[\overset{\circ}{\xi}(t) \overset{\circ}{\xi}(t+\tau)\right] dt = R(\tau),$$

тому оцінка (3.20) є незміщеною.

Дисперсія оцінки (3.20) дорівнює

$$\mathbf{D}[\hat{R}(\tau)] = \frac{2}{T-\tau} \int_0^{T-\tau} \left(1 - \frac{z}{T-\tau}\right) R_{\eta}(z) dz, \quad (3.21)$$

де

$$\begin{aligned} R_{\eta}(z) &= \mathbf{M}[\eta(t)\eta(t+z)] - \{\mathbf{M}[\eta(t)]\}^2 = \\ &= \mathbf{M}[\xi(t)\xi(t-\tau)\xi(t+z)\xi(t+z+\tau)] - \{\mathbf{M}[\xi(t)\xi(t+\tau)]\}^2. \end{aligned}$$

З формули (3.21) випливає загальна умова слушності оцінки (3.20), і, отже, ергодичності процесу  $\xi(t)$  відносно кореляційної функції

$$\lim_{T \rightarrow \infty} \frac{2}{T-\tau} \int_0^{T-\tau} \left(1 - \frac{z}{T-\tau}\right) R_{\eta}(z) dz = 0. \quad (3.22)$$

Конкретизуємо задачу, яку розглядаємо. Нехай  $\xi(t)$  – гауссівський стаціонарний випадковий процес. Тоді формула (3.21) приймає вигляд

$$\mathbf{D}[\hat{R}(\tau)] = \frac{2\sigma^4}{T-\tau} \int_0^{T-\tau} \left(1 - \frac{z}{T-\tau}\right) [r^2(z) + r(z+\tau)r(z-\tau)] dz, \quad (3.23)$$

де  $r(\tau) = \frac{R(\tau)}{\sigma^2}$  – нормована кореляційна функція процесу  $\xi(t)$ .

Припустимо, що нормована кореляційна функція процесу  $\xi(t)$  задовольняє умові:  $r(\tau) \rightarrow 0$  при  $\tau \rightarrow \pm\infty$ . В цьому випадку умова ергодичності (3.22) процесу  $\xi(t)$  відносно кореляційної функції матиме вигляд

$$\lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T r^2(\tau) d\tau = 0.$$

Розглянемо відносну помилку оцінки (3.20), використовуючи формулу (3.23)

$$\delta_R(\tau) = \frac{\mathbf{D}[\hat{R}(\tau)]}{R^2(\tau)}. \quad (3.24)$$

Нехай  $T \gg \tau$ . Тоді з (3.23) одержуємо наближену формулу

$$\mathbf{D}[\hat{R}(\tau)] = \begin{cases} \frac{4\sigma^4}{T} \int_0^\infty r^2(z) dz = \frac{4\sigma^4\tau_2}{T}, & \tau = 0; \\ \frac{2\sigma^4}{T} \int_0^\infty r^2(z) dz = \frac{2\sigma^4\tau_2}{T}, & \tau > 0, \end{cases}$$

де  $\tau_2 = \int_0^\infty r^2(z) dz$ .

Таким чином, помилка (3.24) оцінки (3.20) дорівнює:

$$\delta_R(\tau) = \frac{\mathbf{D}[\hat{R}(\tau)]}{R^2(\tau)} = \begin{cases} \frac{4\sigma^4\tau_2}{T\sigma^4r^2(0)} = \frac{4\tau_2}{T}, & \tau = 0; \\ \frac{2\sigma^4\tau_2}{T\sigma^4r^2(\tau)} = \frac{2\tau_2}{Tr(\tau)}, & \tau > 0. \end{cases} \quad (3.25)$$

З формули (3.25) видно, що при  $\tau = 0$  значення відносної помилки прямує до нуля при  $T \rightarrow \infty$ . Однак при  $\tau > 0$  нормована кореляційна функція  $r(\tau) \rightarrow 0$ , якщо  $\tau \rightarrow \pm\infty$ , тому при великих значеннях  $\tau$  відносна помилка може необмежено зростати навіть при  $T \rightarrow \infty$ .



У зв'язку з цим виникає задача покращення оцінки (3.20) кореляційної функції. Ефективним методом розв'язання цієї задачі є застосування кореляційних вікон [35] і використання оцінок наступного вигляду:

$$\hat{R}_w(\tau) = \hat{R}(\tau)w(\tau), \quad (3.26)$$

де  $\hat{R}(\tau)$  – оцінка (3.31) кореляційної функції;  $w(\tau)$  – кореляційне вікно, яке є деякою функцією, що має властивості нормованої кореляційної функції. В табл. 3.1 наведені приклади кореляційних вікон [35].

Оцінки (3.37) з вікнами завжди зміщені, тому що  $M[\hat{R}_w(\tau)] = w(\tau)R(\tau)$ , але дисперсія цих оцінок менша за дисперсію оцінок без вікон.

Розглянемо оцінки кореляційної функції в дискретній формі. Нехай є послідовність  $\xi(n), n = \overline{0, N-1}$ , ергодичного випадкового процесу. Оцінка кореляційної функції є дискретним аналогом формули (3.20) і записується в наступному вигляді [27]:

$$\hat{R}(k) = \frac{1}{N-k} \sum_{n=0}^{N-k-1} \xi(n)\xi(n+k). \quad (3.27)$$

Таблиця 3.1. Кореляційні вікна

| Назва вікна | Аналітичний вираз $w(\tau)$   |
|-------------|---|
| Бартлетта   | $\begin{cases} 1 -  \tau /\tau_M, &  \tau  < \tau_M; \\ 0, &  \tau  \geq \tau_M \end{cases}$  |
| Хеннінга    | $\begin{cases} 0,5 \left( 1 + \cos \frac{\pi\tau}{\tau_M} \right), &  \tau  < \tau_M; \\ 0, &  \tau  \geq \tau_M \end{cases}$                         |
| Хеммінга    | $\begin{cases} 0,54 + 0,46 \cos \frac{\pi\tau}{\tau_M}, &  \tau  < \tau_M; \\ 0, &  \tau  \geq \tau_M \end{cases}$                                    |
| Блекмана    | $\begin{cases} 0,42 + 0,5 \cos \frac{\pi\tau}{\tau_M} + 0,08 \cos \frac{2\pi\tau}{\tau_M}, &  \tau  < \tau_M; \\ 0, &  \tau  \geq \tau_M \end{cases}$ |

Значення  $k$  в формулі (3.27) відповідають аргументам кореляційної

функції  $\tau = kT_d$  в формулі (3.20) і приймають додатні значення  $k$ , тому що  $\hat{R}(-k) = \hat{R}(k)$ .

Математичне сподівання оцінки (3.27) дорівнює  $\mathbf{M}[\hat{R}(k)] = R(k)$ , тобто оцінка є незміщеною. Дисперсія оцінки (3.20) у випадку гауссівських процесів за умови  $N > k$  дорівнює

$$\mathbf{D}[\hat{R}(k)] \approx \frac{N}{(N-k)^2} \sum_{l=-\infty}^{\infty} [R^2(l) + R(l+k)R(l-k)],$$

тому оцінка є слушною.

Розглянемо оцінки кореляційної функції двох тестових сигналів – гармоніки з випадковою початковою фазою і телеграфного сигналу.

### 3.5 Оцінювання спектральних характеристик сигналів

Для оцінювання спектральних характеристик застосовують наступні основні методи [32, 35]:

- 1) метод фільтрації;
- 2) метод на основі перетворення Фур'є оцінки кореляційної функції;
- 3) метод на основі перетворення Фур'є реалізації.

На сьогоднішній день для оцінювання спектральної щільності ергодичних випадкових процесів найбільше застосовується метод, що базується на перетворенні Фур'є реалізації. Це пояснюється тим, що, по-перше, цей метод еквівалентний методам 1) та 2), а по-друге, його досить просто реалізувати практично засобами цифрової обчислювальної техніки.

Суть методу, який базується на перетворенні Фур'є реалізації, полягає в наступному. Нехай  $\xi(t)$  – стаціонарний випадковий процес, який має спектральну щільність  $S(f)$  і спостерігається на інтервалі  $[0; T]$ . Оцінка, яка отримана перетворенням Фур'є усіченої реалізації, називається періодограмною оцінкою і визначається наступною формулою [31,35,37,38]:

$$\hat{S}(f) = \frac{1}{T} |S_T(f)|^2, \quad (3.28)$$

де  $S_T(f) = \int_0^T \xi(t) e^{-i2\pi ft} dt$  – поточний спектр процесу  $\xi(t)$ .

Періодограмна оцінка (3.28) є нестационарною випадковою функцією. Математичне сподівання оцінки (3.28) при  $T \rightarrow \infty$  прямує до  $S(f)$ , тобто, є асимптотично незміщеною. Дисперсія оцінки (3.28) пропорційна квадрату спектральної щільності та при збільшенні тривалості реалізації  $T$  не зменшується, зокрема, при  $T \rightarrow \infty$  відносна помилка оцінювання дорівнює

$$\sqrt{\mathbf{D}[\hat{S}(f)]} / S(f) \rightarrow 1.$$

Таким чином, оцінка (3.28) не є слушною, і її безпосереднє застосування приводить до помилкових результатів. Тому для отримання слушних оцінок спектральної щільності випадкового процесу  $\xi(t)$  застосовується згладжування періодограми (3.28) або спектральними вікнами, або усередненням. Отримані таким чином оцінки називаються згладженими (модифікованими) періодограмами.

Згладжування періодограми усередненням може бути застосоване як для шумових, так і для ритмічних процесів, тому є найбільш поширеним методом отримання слушних оцінок спектральної щільності. На сьогоднішній день для отримання згладжених оцінок спектральної щільності використовуються цифрові методи, засновані на дискретному перетворенні Фур'є. Розглянемо ці методи докладніше.

Нехай досліджуваний ергодичний процес  $\xi(t)$ , який спостерігається на інтервалі  $[0; T]$ , дискретизується з кроком  $T_d$ , в результаті чого отримуємо випадкову вибірку  $\xi = (\xi_1, \dots, \xi_N)$  об'ємом  $N$ ,  $\xi_k = \xi(t_k)$ , де  $t_k = kT_d$ ,  $k = \overline{0, N-1}$ .

Незгладжена оцінка спектральної щільності (періодограма) є дискретним аналогом формули (3.39) та описується виразом :

$$\hat{S}(f) = \frac{1}{NT_d} \left| \hat{S}_T(f) \right|^2 = \frac{1}{NT_d} \left| T_d \sum_{k=0}^{N-1} x(k) e^{-i2\pi f k T_d} \right|^2 = \frac{1}{Nf_d} \left| \sum_{k=0}^{N-1} x(k) e^{-i2\pi f k T_d} \right|^2, \quad (3.29)$$

де  $x(k)$ ,  $k = \overline{0, N-1}$ , – реалізація випадкової вибірки;  $f_d = 1/T_d$  – частота

дискретизації. Розглянемо два методи згладжування періодограми (3.29) усередненням – метод Бартлетта та метод Уелча, в результаті застосування яких отримуємо слушні оцінки спектральної щільності.

Згладжування періодограми за методом Бартлетта базується на створенні псевдоансамблю реалізацій періодограм та їх подальшого усереднення. Для цього реалізація випадкової вибірки  $x(k)$ ,  $k = \overline{0, N-1}$ , розбивається на  $P$  сегментів, що не перекриваються, по  $D$  відліків в кожному ( $DP \leq N$ ). Тоді кожний  $p$ -й сегмент складається з відліків  $x^{(p)}(n) = x(pD + n)$ ,  $0 \leq n \leq D-1$ .

Суть методу Бартлетта полягає в обчисленні періодограм по кожному сегменту  $p$ ,  $0 \leq p \leq P-1$ ,

$$\hat{S}^{(p)}(f) = \frac{1}{Df_d} \left| \sum_{k=0}^{D-1} x^{(p)}(k) e^{-i2\pi f k T_d} \right|^2,$$

та їх подальшому усередненню

$$\hat{S}_B(f) = \frac{1}{P} \sum_{p=0}^{P-1} \hat{S}^{(p)}(f).$$

Уелч модифікував основну схему методу сегментування та усереднення Бартлетта за рахунок застосування вікна даних (табл. 3.2) та використання сегментів, що перекриваються.

Наведені в табл. 3.2 вікна  $w(n)$  визначені в діапазоні аргументів

$$0 \leq n \leq N-1, \quad t[n] = \frac{n - [N-1]/2}{N-1}.$$

Таблиця 3.2. Вікна даних

| Назва вікна | Аналітичний вираз $w(n)$                         |
|-------------|--|
| Рівномірне  | 1  |
| Бартлетта   | $1 - 2 t[n] $                                    |
| Ханна       | $\cos^2(\pi t[n]) = 0,50 + 0,50 \cos(2\pi t[n])$ |

|                        |                               |
|------------------------|-------------------------------|
| Хеммінга               | $0,54 + 0,46 \cos(2\pi t[n])$ |
| Усічене<br>гауссівське | $\exp\{-0,5(5t[n])^2\}$       |

Реалізація випадкової вибірки  $x(n)$ ,  $n = 0, 1, \dots, N-1$ , розбивається на  $P$  сегментів по  $D$  відліків в кожному, сусідні сегменти зсунені на  $S$  відліків ( $S \leq D$ ), тому максимальна кількість сегментів  $P$  дорівнює цілій частині числа  $1 + (N-D)/S$ .

Далі кожний  $p$ -й сегмент помножується на вікно даних, в результаті чого отримуємо зважений сегмент відліків  $x^{(p)}(n) = w(n)x(pS+n)$ ,  $0 \leq n \leq D-1$ , де  $w(n)$  – відліки вікна даних. По кожному зваженому сегменту  $0 \leq p \leq P-1$  обчислюються періодограми  $\hat{S}^{(p)}(f)$

$$\hat{S}^{(p)}(f) = \left| \sum_{k=0}^{D-1} x^{(p)}(k) e^{-i2\pi f k T_d} \right|^2 \left[ f_d \sum_{n=0}^{D-1} w^2(n) \right]^{-1},$$

які потім усереднюються:

$$\hat{S}_w(f) = \frac{1}{P} \sum_{p=0}^{P-1} \hat{S}^{(p)}(f).$$

### Висновки до розділу 3

На основі проведеного в попередніх розділах аналізу, обґрунтована модель шумів дихання у вигляді періодично корельованих випадкових процесів.

Досліджені основні характеристики періодично корельованих процесів, в результаті чого запропоновано в якості додаткових інформативних характеристик використовувати кумулянти та кумулянтні коефіцієнти, щільність імовірностей та спектрально-кореляційні характеристики.

Отримані вирази для знаходження оцінок основних імовірнісних характеристик дозволяють отримати мінімальні об'єми вибірок при обробці реальних шумів дихання.

## **РОЗДІЛ 4. СИСТЕМА МОНІТОРИНГУ ДИХАЛЬНИХ ЗВУКІВ**

### **4.1 Дистанційний моніторинг стану здоров'я**

Сфера дистанційного моніторингу здоров'я і життєдіяльності людини на теперішній час активно розвивається і являється ключовим напрямком в розвитку медицини. Використання сучасних інформаційних, комунікаційних технологій їхній постійний розвиток дозволяє реалізовувати моніторинг показників здоров'я. Мобільні пристрої здатні забезпечити безперервний моніторинг стану здоров'я людини, збирати дані самостійно, без додаткової потреби з боку користувача, ініціалізації вимірювання, що відкриває нові можливості для глибокого аналізу медичних даних, виявлення причин зміни, діагностики і прогнозування стану людини.

Мобільна охорона здоров'я є компонентом електронної охорони здоров'я, яка на теперішній день не має стандартизованого визначення. Проте глобальна обсерваторія з електронної охорони здоров'я, за результатами власних досліджень, дала таке визначення : мобільна охорона здоров'я – це лікарська практика і практика загальної охорони здоров'я, яка підтримується пристроями мобільного зв'язку, а саме: мобільними телефонами, пристроями для спостереження за станом хворих, кишеньковими ерсональними комп'ютерами та іншими пристроями бездротового зв'язку – і включає в себе використання й капіталізацію основних інструментів мобільного телефону – голосового зв'язку і служби коротких повідомлень (SMS), більш потужних функціональних засобів і додатків, включаючи систему пакетного радіозв'язку загального використання (GPRS), мобільні системи зв'язку 3-го і 4-го поколінь (системи 3G I LTE), глобальної навігаційної супутникової системи (GPS) і технологію Bluetooth [39] .

Функціональна діагностика людини спрямована на виявлення захворювань, запобіганням захворювань або лікування їх і повинна проводитись настільки часто, наскільки це необхідно. Однак частина населення не має ні достатньої кількості часу, ні достатку, необхідної для

регулярної стаціонарної діагностики в медичних установах. У такій ситуації якісним рішенням видається дистанційний моніторинг стану здоров'я або функціонування окремих систем організму, який дає їй змогу проходити обстеження, не порушуючи свій розпорядок життя, без значної втрати часу на відвідування стаціонару і проведення обстеження, що є для неї достатньо комфортним і зручним в умовах сучасного життєвого ритму[40]

Збирання або реєстрація даних у моніторингових системах засновані на перетворенні сигналів, що відображають функціонування фізіологічних систем у форму, зручну для подальшого оброблення та аналізу. Подальший аналіз включає в себе первинне оброблення біоелектричних сигналів з датчиків, їх підсилення, фільтрацію завад, аналого-цифрове перетворення тощо.

Вторинне оброблення біологічних сигналів, аналіз даних у моніторингових системах ведеться за допомогою засобів мікропроцесорної техніки. Вона дає великі можливості щодо реалізації складних діагностичних алгоритмів оброблення фізіологічної інформації, зокрема проведення спектрального, статичного, регресійного тощо методів математичного аналізу. Цифрове оброблення сигналів у сучасних моніторингах дає змогу провести аналіз фізіологічної інформації в реальному часі, що призводить до зниження впливу артефактів, що виникають під час реєстрації сигналів.

На даний момент найбільше розповсюдження мають системи передачі біометричних даних по телефону, що обумовлено загальною доступністю і дешевизною телефонних засобів зв'язку. Велику перевагу тут мають системи, що використовують стільниковий зв'язок, оскільки вони забезпечують природну мобільність передаючої сторони при тривалому моніторингу в режимі реального часу пацієнтів, що активно переміщуються. Варто зазначити, що дистанційна діагностика стану організму людини як в екстремальних, так і звичайних умовах відноситься до одних з найбільш складних комплексних проблем функціональної діагностики, що містить в собі необхідність вирішення цілого ряду медико-біологічних задач

### *Спосіб застосування портативного пристрою для виявлення шумів в режимі реальному часу*

Пропонується моніторингова система керування та передачі шумів дихання, яка включає в себе бездротовий динамічний звуковий модуль, портативну механічну конструкцію для кріплення модуля та мобільний телефон. Бездротовий динамічний модуль для отримання звуку вбудований у зручний механічний дизайн і буде розміщений на верхній правій передній частині грудної поверхні користувача для отримання шумів дихання. Область запису шумів обов'язково повинна співпадати із загальноприйнятими точками аускультації в пульмонології. Але для більшої інформативності сигналів та зменшення впливу шуму серця на запис, рекомендується використовувати верхню передню праву частину грудної поверхні.

Портативна механічна конструкція спрямована не тільки на кріплення запропонованого модуля, але також забезпечує відповідний тиск на бездротовий модуль, для забезпечення гарного зв'язку між акустичним датчиком та грудною стінкою. У цьому механічному конструкції акустичний датчик може отримати якісні сигнали шумів дихання, і користувачі зможуть легко носити його та використовувати в повсякденному житті. Після того як дихальний звук знятий, він посилюється і цифрується запропонованим модулем і далі буде передаватися на мобільний телефон. Далі, в залежності від необхідності, за допомогою Internet можливе подальше транспортування записів до персонального лікаря або медичного центру для проведення обробки, аналізу та належного опрацювання програмним забезпеченням.

#### **4.2 Бездротовий модуль запису шумів дихання**

На рис. 4.1. показана блок-схема запропонованого бездротового модуля для реєстрації шумів дихання, яка складається з декількох частин: акустичного датчика, схеми керування датчиком, попереднім підсилювачем, мікропроцесором та блоком бездротової передачі, системи визначення



рішень та лікар. Система пропонуватиме два види отримання результату. Перший означатиме, що сигнал, отриманий телефоном, може бути відправлений на віддалений сервер, де буде оброблюватись, вирішуватиметься результат обробки і далі система визначення рішень відправить користувачу висновок обробки – діагноз. Другий розумітиме під собою візуалізацію та прослуховування отриманого лікарем сигналу. Обмін інформацією здійснюється шляхом мобільної зв'язок, що на даний час має велику швидкість передачі даних. Таким чином можливе створення та занесення обстеження пацієнта в електронну базу медичного центру.

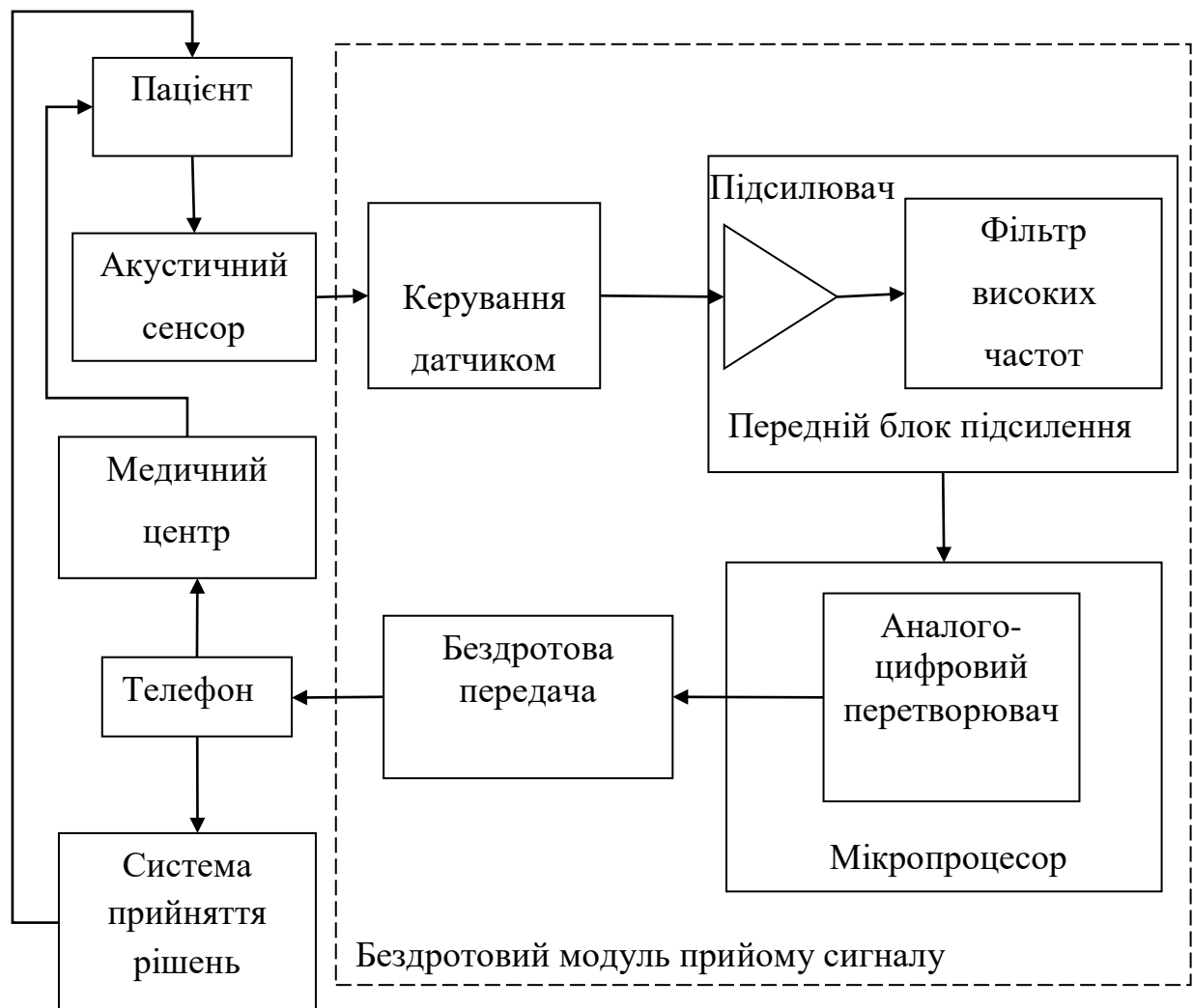


Рис.4.1. Блок-схема запропонованого бездротового модуля для реєстрації шумів дихання

В бездротовому модулі запису шумів дихання, акустичний сенсор складається з всеспрямованого конденсаторного мікрофона та “дзвінка”

стетоскопа, як показано на рис. 4.2. Він призначений для ефективного отримання шумів дихання та перетворення звуку в електричний сигнал. Схема керування датчика призначена для забезпечення стабільної напруги збудження для мікрофона всеспрямованого конденсатора та запобігання можливих відхилень, що виникають від джерела живлення.

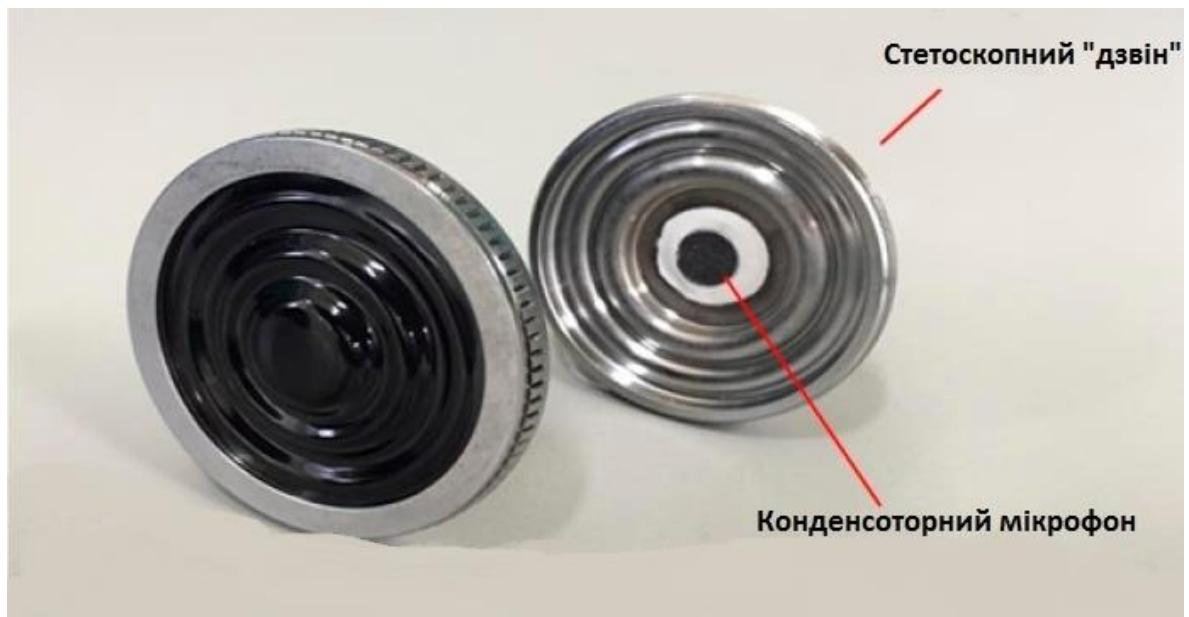


Рис. 4.2 Акустичний датчик бездротового модуля шумів дихання.

Далі сигнал буде підсилюватись і фільтруватись переднім блоком підсилення. Потім попередньо оброблений звук буде оцифрований 12-бітовим аналого-цифровим перетворювачем, що буде вбудований в мікропроцесорі з частотою дискретизації 2048 Гц і після цього буде відправлений до блоку бездротової передачі із специфікацією Bluetooth 5.0 , який передає сигнал на мобільний телефон. Цей модуль працюватиме на 35mA літій-іонного акумулятора, що матиме комерційну потужність 300mAh, і зможе працювати безперервно більше 7-ми годин. Зарядка акумулятора буде відбуватись за допомогою роз'єму USB Type-C, головною перевагою якого є симетричність конектора. Розміри роз'єму складають 8,4\*2,6 мм тому він використовується в компактних пристроях.

Потім сигнал може передаватись на віддалений сервер, де буде оброблений спеціальним програмним пакетом, після чого на мобільний телефон

відправлятиметься зворотня інформація з встановленим діагнозом. Але також зберігається можливість діагностування лікарем, яке забезпечується шляхом передачі записаних сигналів безпосередньо в медичний центр, де їх можуть візуалізувати, знову прослухати, і дати свої висновки.

#### **4.3 Портативна механічна конструкція фіксації модуля**

На рисунку 4.3 показаний бандаж системи моніторингу бездротового дихання, і в основному вона складається з плеча, пружної смуги та зони фіксаторів натягу. Структура плечової фіксації використовуватиметься для вставки запропонованого модуля бездротового запису шумів дихання., а також буде тримати його. Більш того, фіксатор натягу, запропонований модуль можна легко підстроїти під контур грудної клітки користувача, щоб підтримувати гарну контактну умову між акустичним датчиком та поверхнею грудей, щоб зменшити штучний вплив руху.



Рис. 4.3. Бандаж фіксації системи моніторингу

У цьому дизайні запропонований спосіб фіксації модуля на грудній клітці, за допомогою плечового бандажу може легко використовуватись в повсякденному житті.

#### **4.4 Розвиток IoT в медицині**

Одним із головних напрямків розвитку технології інтернет речей (Internet of Things, IoT) – є медицина та охорона здоров'я. Існує вже спеціальна термінологія на рахунок цього: “Інтернет речей в охороні здоров'я” або “Інтернет медичних речей”. Медицина стає такою сферою, в якій функціонування IoT все більше стає необхідною частиною роботи. Компанія Aruba, яка належить Hewlett Packard, провела дослідження IoT Today and Tomorrow. За їхніми даними, більшість лікувальних закладів активно використовують не тільки сучасну техніку, а ще і технології з області інтернет речей. Згідно звіту Aruba “Інтернет речі:теперішнє і майбутнє”, основними напрямками застосування технологій з використанням IoT в медицині являються моніторинг і технічне обслуговування медичного устаткування(73%), догляд за пацієнтами (42%), сервіси геолокації устаткування (47%) і функції віддаленого управління та контролю устаткуванням та приладами (50%)[41]. Застосування технології IoT в медицині дозволяє використовувати нові рішення та можливості для моніторингу життєвих функції людини.

#### **Висновки до розділу 4**

Запропонована бездротова система моніторингу стану дихальної системи, що базується на новітніх технологіях «Інтернет речей» та запропонованих імовірнісних характеристиках обраної моделі періодично корельованих процесів.

Дана система дозволить слідкувати за станом легень в довільний момент часу, перевагою є її мобільність, фіксація на тілі та не втручання пацієнта в процес моніторингу.

## РОЗДІЛ 5. РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ

### 5.1 Опис ідеї проекту

Основний зміст, напрямок застосування та переваги для користувачів запропонованої системи моніторингу наведені в табл. 5.1.

Таблиця 5.1. Опис ідеї стартап проекту

| Зміст ідеї  | Напрямки застосування      | Переваги для користувача                                  |
|---|----------------------------|---|
| Використання бездротового моніторингу шумів дихання в режимі реального часу | 1. Медицина                | Віддалений моніторинг, збереження часу                    |
|   | 2. Військова галузь        | Дистанційне діагностування службовців лікарем             |
|   | 3. Виробнича промисловість | Виявлення впливу надмірної концентрації шкідливих речовин |

Для виявлення конкурентоспроможності даної системи в табл. 5.2. визначені характеристики запропонованої ідеї.

Таблиця 5.2. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

| № п/п | Техніко-економічні характеристики ідеї | (потенційні) товари/концепції конкурентів       |   |   |   | W (слабка сторона) | N (нейтральна сторона) | S (сильна сторона) |
|-------|--|---|---|---|---|--------------------|------------------------|--------------------|
|       |  | Запропонований проект                           | Конкурент 1                                     | Конкурент 2   | Конкурент 3                                     |                    |                        |                    |
| 1.    | Економічні                             | 100 у.о.  | 150 у.о.  | 140 у.о.  | 200 у.о.  |                    | -                      |                    |
| 2.    | Призначення                            | Датчик для реєстрації та передачі шумів дихання | Датчик для реєстрації та передачі шумів дихання | Цифровий електронний стетоскоп який запісує звуки дихання | Датчик для реєстрації та передачі шумів дихання |                    |                        | +                  |

|     |                   |  |                                 |  |  |  |   |   |
|-----|-------------------|--|---------------------------------|--|--|--|---|---|
| 3.  | Надійно-сті       | Висока надійність                              | Висока надійність               | Висока надійність                      | Висока надійність                            |  |   | + |
| 4.  | Технологічні      | Портативний бездротовий сенсор,                | Портативний бездротовий сенсор, | Портативний сенсор, потребує стетоскоп | Потребує 4 акустичні датчика та пояс дихання |  | + |   |
| 5.  | Ергономічні       | Зручний при використанні                       | Зручний при використанні        | Зручний при використанні               | Має провідні датчики                         |  | + |   |
| 6.  | Органолептичні    | -  | -                               | -                                      | -  |  | + |   |
| 7.  | Естетичні         | Зручний для використання в повсякденному житті | Переносний окремий блок         | Зручний при використанні               | Використання провідних зв'язків              |  | + |   |
| 8.  | Транспортальності | Невелика упаковка                              | Невелика упаковка               | Невелика упаковка                      | Невелика упаковка                            |  | + |   |
| 9.  | Екологічності     | Екологічно                                     | Екологічно                      | Екологічно                             | Екологічно                                   |  | + |   |
| 10. | Безпеки           | Безпечно                                       | Безпечно                        | Безпечно                               | Безпечно                                     |  | + |   |

Конкурент 1: Пристрій "AirSonea".

Конкурент 2: Пристрій " StethoCloud".

Конкурент 3: Пристрій "WHolter"

## 5.2 Технологічний аудит ідеї проекту

Таблиця 5.3 Технологічна здійсненність ідеї проекту

| п/п | Ідея проекту  | Технології її реалізації                                    | Наявність технологій | Доступність технологій |
|-----|---|---|----------------------|------------------------|
| 1.  | Використання бездротового моніторингу шумів дихання в режимі реального часу | Еластичний бандаж фіксації бездротового модуль моніторингу. | Наявна               | Доступно               |

## 5.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Обрана технологія реалізації ідеї проекту: Еластичний бандаж фіксації бездротового модуль моніторингу.

Таблиця 5.4. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

| № п/п | Показники стану ринку (найменування)                     | Характеристика |
|-------|--|----------------|
| 1.    | Кількість головних гравців, од                           | 3              |
| 2.    | Загальний обсяг продаж, ум.од/рік                        | 50000          |
| 3.    | Динаміка ринку (якісна оцінка)                           | Зростає        |
| 4.    | Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень) | Немає          |
| 5.    | Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації      | Потребує       |
| 6.    | Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %  | 200%           |

Ринок є привабливим для входження.

Таблиця 5.5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

| № п/п | Потреба, що формує ринок   | Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)                              | Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів | Вимоги споживачів до товару                     |
|-------|--|---|---|---|
| 1     | Дистанційний та мобільний моніторинг стану респіраторної системи | Медичні заклади, приватні клініки, особи, які потребують діагностування | -   | Товар має виконувати якісно задачі використання |

Таблиця 5.6. Фактори загроз

| № п/п | Фактор                          | Зміст загрози  | Можлива реакція компанії  |
|-------|---------------------------------|--|---|
| 1.    | Наявність кваліфікованих кадрів | Продукт є наукоємним тому потрібні люди з певними навичками  | Пошук персоналу у науково-дослідних інститутах та організаціях  |
| 2.    | Потреба в ресурсах              | Для створення продукту потрібне технічне забезпечення та певні умови для тестування працездатності | Укладання договорів з поставниками ресурсів та оренда приміщень для виготовлення та тестування продукту |

Таблиця 5.7. Фактори можливостей

| № п/п | Фактор      | Зміст можливості   | Можлива реакція компанії        |
|-------|-------------|--|---------------------------------|
| 1.    | Конкуренція | Спонукає розробляти і виробляти нові продукти, покращувати метод виробництва                   | Покращення характеристик товару |
| 2.    | Попит       | Існування стійкого попиту означає, що більшість клієнтів зацікавлені у використанні технології | Покращення характеристик товару |



Таблиця 5.8. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

| Особливості конкурентного середовища                  | В чому проявляється дана характеристика   | Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)                        |
|---|---|---|
| 1. Вказати тип конкуренції<br><br>олігополія          | На ринку присутня велика кількість компаній   | Підвищувати якість товару за рахунок використання передових технологій та залучення кваліфікованого персоналу |
| 2. За рівнем конкурентної боротьби<br>національний    | Місцезнаходження фірм не обмежується територіально; офіси розміщено у різних містах   | Створювати веб-сайт компанії  |
| 3. За галузевою ознакою<br><br>внутрішньогалузева     | Економічна боротьба між різними товаровиробниками, які діють в одній галузі економіки, виробляють і реалізують однакові товари, що задовольняють одну й ту саму потребу, але мають відмінності у виробничих затратах, якості, ціні, тощо. | Слідкувати за продуктами конкурентів  |
| 4. Конкуренція за видами товарів:<br>- товарно-видова | Конкуренція між товарами одного виду  | Покращувати якість товару   |
| 5. За характером конкурентних переваг<br>- цінова     | Передбачає продаж продукції за більш низькими цінами, ніж конкуренти.   | Продавати товар за низькою ціною.   |
| 6. За інтенсивністю<br>- марочна                      | Боротьба носить явно виражений марочний характер, велике значення набуває брендинг  | Реклама товару, створення символіки продукту  |

Таблиця 5.9. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

| Складові аналізу | Прямі конкуренти в галузі                   | Потенційні конкуренти | Постачальники                                 | Клієнти                              | Товари-замінники |
|------------------|---|-----------------------|---|--------------------------------------|------------------|
|                  | "AirSonea",<br>"StethoCloud",<br>"WHolter". | Немає                 | Товар продається безпосередньо розробниками   | Вимоги до якості і довговічності     | Замінників немає |
| Висновки:        | Інтенсивність досить висока                 | Немає                 | Постальники не диктують умови роботи на ринку | Товар має бути якісним і довговічним | Обмежень немає   |

Таблиця 5.10. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

| № п/п | Фактор конкурентоспроможності                                   | Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим) |
|-------|---|---|
| 1.    | Ступінь покращення зняття сигналів.                             | Ніхто з конкурентів не має можливості отримувати дані без втручання в систему                       |
| 2.    | Якість розробки з точки зору показників якості та довговічності | Продукт має видавати стабільно високий відсоток ефективності використання і працювати стабільно     |
| 3.    | Наявність наукових ресурсів                                     | Для покращення якості продукції та технологічного шляху потрібні наукові ресурси                    |
| 4.    | Економічний (ціна товару)                                       | Ціна товару не має бути занадто висока, щоб знайти потенційних покупців та сформувати імідж фірми   |

Таблиця 5.11. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту

| №<br>п/п | Фактор<br>конкурентоспроможності                                       | Бали<br>1-20 | -3 | -2 | -1 | 0 | +1 | +2 | +3 |
|----------|--|--------------|----|----|----|---|----|----|----|
| 1.       | Ступінь задоволення<br>потреб користувача                              | 20           |    |    |    |   |    |    | +  |
| 2.       | Якість розробки з точки<br>зору оптимальності<br>показників надійності | 15           |    |    |    |   | +  |    |    |
| 3.       | Наявність наукових<br>ресурсів   | 15           |    | +  |    |   |    |    |    |
| 4.       | Економічний  | 20           | +  |    |    |   |    |    |    |

Таблиця 5.12. SWOT-аналіз стартап-проекту

|  |   |
|--|---|
| Сильні сторони: Ступінь покращення характеристик сенсора.  | Слабкі сторони: ступінь задоволення потреб користувача, якість розробки з точки зору оптимальності діагностування.  |
| Можливості: знижувати витрати на виробництво продукції, покращувати якість продукту; формування попиту у користувачів за рахунок рекламної діяльності. | Загрози: потрібно знайти людей з певними навичками і знаннями і запропонувати вигідні умови для співпраці до того як це зроблять конкуренти; технічне забезпечення та певні умови для тестування працездатності продукту. |

Таблиця 5.13. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

| № п/п | Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки   | Ймовірність отримання ресурсів | Строки реалізації |
|-------|--|--------------------------------|-------------------|
| 1.    | Дослідження поведінки споживачів, пошук наукових ресурсів, розробка обладнання, створення реклами, взаємодія з покупцями для перевірки працездатності обладнання, вихід на ринок | 90 %                           | 1 рік             |
| 2.    | Дослідження поведінки споживачів, пошук інвесторів, пошук наукових ресурсів, створення обладнання, тестування, вихід на ринок.   | 70%                            | 2 роки            |

На основі проведеного аналізу обрано альтернативу № 1.

#### 5.4 Розроблення ринкової стратегії стартап-проекту

Таблиця 5.14. Вибір цільових груп потенційних споживачів

| № п/п | Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів | Готовність споживачів сприйняти продукт | Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту) | Інтенсивність конкуренції в сегменті | Простота входу у сегмент |
|-------|--|---|---|--------------------------------------|--------------------------|
| 1.    | Медичні заклади                                  | Готові                                  | Високий   | Середня                              | Середня                  |
| 2.    | Особи. Потребуючі діагностування                 | Готові                                  | Високий   | Середня                              | Середня                  |

В результаті аналізу табл. 5.14 в якості цільової групи обрано групи № 1 та 2

Таблиця 5.15. Визначення базової стратегії розвитку

| п/п | Обрана альтернатива розвитку проекту | Стратегія охоплення ринку   | Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи                        | Базова стратегія розвитку       |
|-----|--------------------------------------|---|---|---------------------------------|
| 1.  | 1                                    | За рахунок великих можливостей по об'ємах збуту товарів (портфеля укладених контрактів на постачання) і продуктивності підприємство може добитися менших витрат | Витрати на виробництво  | Стратегія лідерства на витратах |
| 2.  | 2.                                   | Надання товару важливих з точки зору споживача відмінних властивостей, які роблять товар відмінним від товарів конкурентів.                                     | Формування попиту у користувачів за рахунок спеціального функціоналу та високої якості товару | Стратегія диференціації         |

Обрано стратегію диференціації.

Таблиця 5.16. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

| № п/п | Чи є проект «першопрохідцем» на ринку? | Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів? | Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які? | Стратегія конкурентної поведінки |
|-------|--|--|---|----------------------------------|
| 1.    | Ні                                     | Так  | Так, основний функціонал  | Наслідування лідера              |

Таблиця 5.17. Визначення стратегії позиціонування

| п/п | Вимоги до товару цільової аудиторії | Базова стратегія розвитку | Ключові конкурентноспроможні позиції власного стартап-проекту                             | Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових) |
|-----|-------------------------------------|---------------------------|---|--|
| 1.  | Віддалений моніторинг шумів дихання | Диферен - ціації          | Низька ціна, моніторинг в реальному часі, не має завад використанню в повсякденному житті | Оптимальне співвідношення ціна/якість, наукоємкість, співпраця                           |

Таблиця 5.18. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

| № п/п | Потреба                                     | Вигода, яку пропонує товар                      | Ключові переваги перед конкурентами                               |
|-------|---|---|---|
| 1.    | Віддалений моніторинг шумів дихання         | Використання сучасних комунікаційних технологій | Стабільність роботи, використання в технології Internet of Things |
| 2.    | Дистанційне діагностування в реальному часі | Доступність використання в повсякденному житті  | Простота використання, не втручання в систему моніторингу.        |

## 5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Таблиця 5.19. Опис трьох рівнів моделі товару

| Рівні товару   | Сутність та складові  |
|--|---|
| I. Товар за задумом  | Чутливий елемент для визначення концентрації перекису водню в повітрі |
| II. Товар у реальному виконанні  | Властивості/характеристики  |
|  | 1. Низька ціна 100 у.о.   |
|  | 2. Сумісність з більшістю обладнання                                  |
|  | 3. Висока надійність  |
|  | 4. Безпечно для користування  |
|  | Якість: стабільна робота та простота використання                     |
|  | Пакування: невелика коробка   |
|  | Марка: "Мій проект"   |
| III. Товар із підкріпленням  | До продажу: гарантія, надання кредиту                                 |
|  | Після продажу: доставка, налаштування.                                |
| За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: захист інтелектуальної власності |   |

Таблиця 5.20. Визначення меж встановлення ціни

| № п/п | Рівень цін на товари-замінники | Рівень цін на товари-аналоги | Рівень доходів цільової групи споживачів | Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу |
|-------|--------------------------------|------------------------------|--|---|
|       | -                              | 140– 400 у.о.                | 1000 у.о. і вище                         | 80 – 140 у.о./м <sup>2</sup>                            |

Таблиця 5.21. Формування системи збуту

| № п/п | Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів   | Функції збуту, які має виконувати постачальник товару              | Глибина каналу збуту  | Оптимальна система збуту                         |
|-------|---|--|-----------------------|--|
|       | Заказ товару на сайті або безпосередньо у розробників | Встановлення контакту, інформування, поділ, зберігання, сортування | Канал нульового рівня | Виробник безпосередньо збуває продукцію покупцям |

## **Висновки до розділу 5**

Проведений аналіз конкурентоспроможності запропонованої бездротової системи моніторингу дихання показав, що її ринкова комерціалізація є високою через свої переваги над конкурентами. Оскільки цей ринок розвивається дуже швидко, то це, в свою чергу, підвищить шанси залучити фінансування для даної розробки.



## ВИСНОВКИ ПО РОБОТІ

Систематизовано сучасні дані про причини виникнення основних і ряду додаткових шумів дихання. Різноманіття патологічних шумів показує, що існує багато захворювань, що підтверджує актуальність досліджень.

Встановлено, що основними інформативними параметрами є спектри шумових сигналів дихання. Однак особливості цих шумів вказують на необхідність застосування інших імовірнісних характеристик, що дозволить підвищити достовірність діагностування.

Дослідженні основні сучасні пристрої для шумової діагностики легень в телемедицині та проаналізований стан ринку цих пристроїв в світі, широке різноманіття яких показує необхідність їх уніфікації.

Аналіз методів дослідження шумів дихання показав, що одним з перспективніших методів дослідження є статистичний метод, що базується на дослідженні найбільш повних імовірнісних характеристиках випадкових процесів.

На основі проведеного дослідження, встановлено, що найбільш точно враховує всі фізичні особливості шумів дихання модель періодично корельованих процесів, яка і була обрана для опису цих процесів. Що, в свою чергу, дозволило отримати вирази для моментів, кумулянтів, щільності імовірностей та спектрально-кореляційних характеристик.

На основі обраної моделі та її основних імовірнісних характеристик запропонована система бездротового моніторингу шумів дихання. Розроблений стартап проект підтверджує конкурентоспроможність даного винаходу.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Вовк И. В., Дахнов С. Л., Крижановский В. В., Олийнык В. Н. Возможности и перспективы диагностики легочных патологий с помощью компьютерной регистрации и обработки шумов дыхания // Акус. вісн. – 1998. – 1, N 2. – С. 21–33.
2. Смольяков А. В., Ткаченко В. М. Измерение турбулентных пульсаций. – Л.: Энергия, 1980. – 264 с.
3. Pasterkamp H., Carson C, Daien D., Oh Y. Digital respirosoundography. New images of lung sounds // Chest. – 1989. – 96, N 6. – P. 1405–1412.
4. Вовк И. В., Гринченко В. Т., Красный Л. Г., Макаренков А. П. Проблемы регистрации и классификации шумов дыхания человека // Акуст. ж. – 1994. – Т. 40, N 1. – P. 750–756.
5. Shah P D., Ludemann J. P., Holinger L. D. Wheezing in children. Part 1: is obstruction the cause // J. Respir. Dis. – 1999. – N 5. – S. 365–368.
6. Зислин Д. М., Розенблат В. В., Лихачева Е. И. Объективное исследование дыхательных шумов с помощью частотного анализа // Терапевт, архив. – 1969. – Т. 41, N 11. – С. 108–112.
7. Замотаев И. П., Магазаник Н. А., Водолазский Л. А., Голиков В. А., Щедрина О. И. Спектральный анализ важнейших аускультативных признаков // Клин. мед. – 1974. – 52, N 5. – С. 97–101.
8. Gavriely N., Palti Y., Alroy G. Spectral characteristics of normal breath sounds // J. Appl. Physiol. – 1981. – 50, N 2. – P. 307–314..
9. Makoto Yonemaru, Koji Kikuchi, Masaaki Mori, Akira Kawai, Tadashi Abe, Takeo Kawashiro, Tsuneo Ishihara, Tetsuro Yokoyama Detection of tracheal stenosis by frequency analysis of tracheal sounds // J. Appl. Physiol. – 1993. – 72, N 2. – P. 605–612.
10. Gavriely N., Irving C. S. Tracheal whistles – a new physical sign of airway constriction // Proc. 24th Int. Lung Sounds Conf. – Marburg: Inst. of Physiology. 1999. – P. 17.

11. Ломака В.В. Акустичні методи діагностики респіраторної системи / В.В. Ломака, Є.О. Сіньков. // Актуальні питання сьогодення: зб. наук. праць Міжнародної науково-практичної конференції. – Обухів: Друкарня «Друкарик» (ФОП Гуляєва В.М.), 2018. – Т.9. – С. 22–28.
12. Артеменко М. В. Анализ акустических шумов как основа дифференциальной диагностики состояния легких человека [Электронный ресурс] / М. В. Артеменко, Н. М. Калугина – Режим доступа до ресурсу: <http://abstract.science-review.ru/pdf/2016/4/1794.pdf>.
13. Ayficher E., B. Jervis “Digital signal processing. Practical approach” Publishing House "Williams", 2008.
14. AchmadRizal; RisanuriHidayat; HanungAdiNugroho “Lung Sounds Classification using Spectrogram’s First Order Statistics Features”, 2016 6th International Annual Engineering Seminar (InAES), pp. 96 – 100
15. Achmad Rizal; RisanuriHidayat; HanungAdiNugroho “Lung Sounds Classification using Spectrogram’s First Order Statistics Features” , [2016 6th International Annual Engineering Seminar \(InAES\)](#), pp.96 - 100
16. Jiarui Li; Ying Hong “Wheeze detection algorithm based on spectrogram analysis”, 2015 8th International Symposium on Computational Intelligence and Design (ISCID), pp.318 - 322
17. [V. I. Quandt, E. R. Pacola[et al.] “Border Extension in the Wavelet Analysis of Lung Sounds” World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering May 26-31, 2012, Beijing, China Volume 39 of the series IFMBE Proceedings, pp. 597-600.
18. SezerUlukaya; GorkemSerbes; Ipek Sen; Yasemin P. Kahya “A Lung Sound Classification System based on the Rational Dilation”, 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pp.3745 - 3748
19. Petropulu, A. P. Higher-Order Spectral Analysis. The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000

20. Kuptsova, E.Yu., Methods of processing information on the sounds of breathing and their approbation / E.Yu. Kuptsova, D.A. Kononov // Bulletin of the Engineering Academy of Ukraine - 2008 - №3-4 - p.149-153.

21. Anna Poreva; YevgeniyKarplyuk; Anastasiia Makarenkova; Anatoliy Makarenkov “Detection of COPD's diagnostic signs based on polyspectral lung sounds analysis of respiratory phases”, 2015 IEEE 35th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO), pp. 351 - 355

22. Mete Yeginer, Elimination of vesicular sounds from pulmonary crackle waveforms / Mete Yeginer, Yasemin P. Kahya // computer methods and programs in biomedicine – 2008 – №89 – P. 1-13.

23. Furman, EG, Computer analysis of respiratory noises in bronchial asthma in children. Furman, E.V. Yakovleva, S.V. Malinin, G. Furman, V. Sokolovsky // Clinical Medicine -2014 - Volume 6 №1 - p. 83-88.

24. Murphy R. L., Vyshedskiy A., Power, Charnitsky V. A. [et al.] “Automated lung sound analysis in patients with pneumonia”, Respiratory Care 2004, № 49 (12), pp. 1488–1489.

25. Korenbaum, V.I. Acoustic diagnostics of a person on the basis of an objective analysis of respiratory sounds / V.I. Korenbaum, I.I. Pochekutova, Yu.V. Kulakov // News of the Far Eastern Branch of the Russian Academy of Sciences. - 2004. -5.

26. Берегун В. С., Краси́льніков О. І. Особливості використання поліномів Ерміта для ортогональних подань щільності імовірностей // Електроніка и связь. – 2005. – № 27. – С. 34– 42.

27. Драган Я. П. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів – Львів:Центр стратегічних досліджень екобіо-технічних систем, 1997. – 333с.

28. Дедів І.Ю. Математична модель дихальних шумів для підвищення інформативності аускультативних діагностичних систем. Автореферат дисертації на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук: 01.05.02

– математичне моделювання та обчислювальні методи / І.Ю.Дедів – Тернопіль, 2013. – 20 с.

29. Драган.Я.П. Обґрунтування математичної моделі дихальних шумів у вигляді періодично корельованого випадкового процесу / І.Ю. Дедів, Я.П. Драган // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. – Чернівці: Рута, 2008. – Вип. 426: Фізика. Електроніка. – Ч. 2. – С. 93-97.

30. Крамер Г. Математические методы статистики / Пер. с англ. А. С. Мони́на, А. А. Петро́ва; Под. ред. А. Н. Колмогоро́ва. – М.: Мир, 1975. –648с.

31. Берегун В. С., Гармаш О. В., Красильников А. И. Анализ среднеквадратической ошибки оценивания коэффициентов асимметрии и эксцесса типовых распределений // Вимірювання, контроль та діагностика в технічних системах (ВКДТС-2013): друга міжнар. наук, конф., 29-30 жовтня 2013 р.: збірник тез допов. – Вінниця: ПП «ТД «Едельвейс і К», 2013. – С. 61-63.

32. Куликов Г. Б. Основы технической диагностики: Учеб. пособие. – М.: МГУП имени Ивана Федорова, 2013. – 168 с.

33. Биргер И. А. Техническая диагностика. – М.: Машиностроение, 1978. – 240 с.

34. Шалыгин А. С., Папагин Ю. И. Прикладные методы статистического моделирования. – Л.: Машиностроение, 1986. – 320 с.

35. Яглом А. М. Корреляционная теория стационарных случайных функций с примерами из метрологии. – Л.: Гидрометеиздат, 1981. – 280 с

36. Сенатов В.В. Центральная предельная теорема: точность аппроксимации и асимптотические разложения. М., Книжный дом «ЛИБРОКОМ», 2009, 352 с.

37. Драган Я. П. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів – Львів:Центр стратегічних досліджень екобіо-технічних систем, 1997. – 333с.

38. Берегун В. С., Гармаш О. В., Красильников А. И. Анализ среднеквадратической ошибки оценивания коэффициентов асимметрии и

ексцесса типовых распределений // Вимірювання, контроль та діагностика в технічних системах (ВКДТС-2013): друга міжнар. наук, конф., 29-30 жовтня 2013 р.: збірник тез допов. – Вінниця: ПП «ТД «Едельвейс і К», 2013. – С. 61-63.

39. Мобильное здравоохранение. Новые горизонты здравоохранения через технологии мобильной связи :доклад о результатах второго обследования в области электронного здравоохранения. // Всемирная организация здравоохранения. – 2011. – №3. – С. 6.

40. Преимущества амбулаторной экспресс-диагностики состояния сердечно-сосудистой и дыхательной систем человека на примере телеметрической системы удаленного онлайн-мониторинга кардиореспираторных параметров пациентов / В. С.Гайдуков, С. А. Тараканов, В. И. Кузнецов, В. И. Подольский. – 2013. – С. 37.

41. Красильников А.И. Обоснование возможности исследования импульсных акустических шумов методом пуассоновских спектров. – Акустика и ультразвуковая техника: Респ. межвед. научно-техн. сб., вып. 23, 1988, С. 133–140.

42. URL: <https://techfusion.ru/sovremennaya-meditcina-internet-veshhej-kak-obydannaya-chast-protssesa>.

## ДОДАТОК 1. Характерні дихальні шуми: акустична характеристика

| Вид дихальних шумів                        | Аускультативні ознаки   | Фізична природа і морфологічна основа освіти шумів   |
|--|---|--|
| Везикулярне дихання нормальне              | Характерний частотний діапазон 180-355 Гц. М'який шум, який можна почути протягом усього вдиху; слабшає до нечутного в першу третину часу видиху. Нагадує шум продування повітря через губно-зубне щілину при артикуляції для м'яко] вимови звуку «ф»   | Коливання стінок альвеол і повітря в них, що виникають внаслідок пружних напруги альвеол при їх розтягуванні на вдиху і дедалі слабші при зменшенні їх напруги під час видиху. Ясність везикулярного дихання залежить від обсягу легеневої тканини на ділянці вислуховування, від її еластичності, товщини тканин грудної стінки, а також від обсягу і швидкості дихання       |
| Везикулярне дихання ослаблене фізіологічне | Те ж, що для нормального, але зі зменшенням звучності шуму  | Те ж, що для нормального, але при меншому обсязі і швидкості дихання або за умов, що погіршують проведення звуку за рахунок потовщення грудної стінки  |
| Вид дихальних шумів                        | Аускультативні ознаки   | Фізична природа і морфологічна основа  |
| Везикулярне дихання ослаблене патологічне  | Більш тихий, ніж у нормі, дихальний шум, коротше чутний на вдиху і майже не чутний на видиху. Ослаблення шуму може бути рівномірним над всією поверхнею легенів або тільки над її частиною  | Зменшення амплітуди коливань альвеол через їх менше розтягування при вдиху (зменшення еластичності альвеолярних стінок, обмеження рухливості легень або грудної клітини, важке проходження повітря в альвеоли через бронхи, підвищення тиску в плевральній області Погіршення проведення дихальних шумів до вуха дослідника за рахунок ураження легень, плеври, грудної стінки |
| Жорстке везикулярне дихання                | Шум везикулярного дихання, але гучніший, нерідко з додатковою зміною тембру ("шорсткий" шум). Час чутності його у фазі вдиху і видиху приблизно однаковий   | Поліпшення поведінки дихальних шумів до вуха дослідника при ущільненні бронхів (запальна інфільтрація, склероз). Посилення шуму за рахунок приєднання додаткових шумів при звуженні бронхів  |
| Бронхіальне дихання                        | Характерний частотний діапазон 710-1400 Гц. Гучний шум високого тембру. Нагадує шум від вдихання повітря при артикуляції для вимови звуку "х". Чути на вдиху і протягом всієї фази видиху. Над великими порожнинами - своєрідний музичний тембр, звук більш низький, ніж при типовому бронхіальному диханні | Завихрення повітря при його проходженні через голосову щілину. Вислуховуються над легеньми при патологічному поліпшенні проведення шуму ущільненої легеневою тканиною (при збереженні прохідності бронхів) або при посиленні його за рахунок резонансу у великих порожнинах, сполучених з бронхів (амфоричне дихання)  |

## ДОДАТОК 2. Побічні дихальні шуми: акустична характеристика

| Вид дихальних шумів              | Аускультативні ознаки  | Фізична природа і морфологічна основа  |
|----------------------------------|--|--|
| Вологі дрібнобульбашкові хрипи   | Частотний діапазон для незвучних хрипів 180-355 Гц, для звучних -710-1400 Гц. Нагадують звук, коли лопається велика кількість бульбашок в склянці з газованою водою. Вислуховуються в основному на вдиху, менше - на видиху. Після прокашлювання їх кількість змінюється | Внаслідок прориву повітрям рідини ("спінювання" трансудату або ексудату), що міститься в просвіті дрібних бронхів, бронхіол, альвеол. Через різницю швидкостей повітряного потоку більше "спінювання" спостерігається при вдиху. Звучні хрипи утворюються при тих же умовах. |
| Вологі середньобульбашкові хрипи | Частотний діапазон для незвучних хрипів 180-355 Гц, для звучних -355-710 Гц. Нагадують звук коли лопаються бульбашки повітря в рідині при продуванні її через дуже тонку соломинку   | Наявність рідини в бронхах середнього калібру або в дрібних порожнинах. Тріскучі хрипи можуть утворюватися внаслідок розлипання (ацинусів) між термінальними бронхіолами   |
| Вологі великобульбашкові хрипи   | Характерний частотний діапазон 180-355 Гц. Нагадують звук коли лопаються бульбашки повітря, що продувається у воду через велику соломинку або навіть трубку очерету  | Наявність рідини у великих бронхах, трахеї або у великих патологічних порожнинах, сполучених з бронхів   |
| Хрипи сухі дзижчащі та гудячі    | Хрипи музичного тембру, звучні. Характерний частотний діапазон 180-355 Гц. Тембр гудящих хрипів низький, "басовий". Вислуховуються у фазі видиху, але нерідко і вдиху  | Порушення прохідності бронхів великого (гудячі хрипи) та середнього (дзижчащі хрипи) калібру зазвичай за рахунок наявності в них в'язкої мокроти   |
| Сухі свистячі хрипи              | Характерний частотний діапазон 355-710 Гц. Музичні хрипи з тембром "свисту" або "писку", протяжні, особливо у фазі видиху. Нерідко змінюються за тембром і кількості у процесі вислуховування  | Порушення прохідності дрібних бронхів при запальному та алергічному їх набряку, бронхоспазмі, скупченні в них в'язкого секрету   |
| Крепітуючі хрипи                 | Багаторазове потріскування, чути "спалахом" наприкінці вдиху і нагадує хрускіт волосся при терті їх між пальцями. Іноді виявляється тільки при глибокому вдиху. Після кашлю не зникає  | Розлипання стінок альвеол на вдиху після їх злипання у фазі видиху через наявність в альвеолах ексудату або трансудату   |
| Шум тертя плеври                 | Характерний частотний діапазон 710-1400 Гц. Чути як гучний шум, що нагадує скрип шкіри, хрускіт снігу, або як шелестить шум Сприймається розташованим близько до вуха  | Патологічні зміни поверхні плеври, що заважають ковзанню ковзання плевральних листків у процесі дихання  |



